

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ENGENHARIA ELÉTRICA**

Douglas Deni Alves

**INVESTIGAÇÃO DA CORRESPONDÊNCIA ENTRE ÍNDICES  
DE SONS CREPITANTES E IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA NA  
DPOC**

Florianópolis/SC  
2014



Douglas Deni Alves

**INVESTIGAÇÃO DA CORRESPONDÊNCIA ENTRE ÍNDICES  
DE SONS CREPITANTES E IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA NA  
DPOC**

Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Elétrica da Universidade  
Federal de Santa Catarina, como parte  
dos requisitos necessários à obtenção do  
título de Mestre em Engenharia Elétrica.  
Orientador: Prof. Dr. Bartolomeu  
Ferreira Uchoa Filho

Florianópolis/SC  
2014

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Deni Alves, Douglas

INVESTIGAÇÃO DA CORRESPONDÊNCIA ENTRE ÍNDICES DE SONS  
CREPITANTES E IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA NA DPOC / Douglas  
Deni Alves ; orientador, Bartolomeu Ferreira Uchoa Filho  
; co-orientador, Raimes Moraes. - Florianópolis, SC, 2014.  
107 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Elétrica.

Inclui referências

1. Engenharia Elétrica. 2. sons pulmonares, crepitante.  
3. DPOC,. 4. oscilometria de impulso. 5. instrumentação  
médica. I. Ferreira Uchoa Filho, Bartolomeu . II. Moraes,  
Raimes. III. Universidade Federal de Santa Catarina.  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

Douglas Deni Alves

**INVESTIGAÇÃO DA CORRESPONDÊNCIA ENTRE ÍNDICES  
DE SONS CREPITANTES E IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA NA  
DPOC**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de  
Mestre e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação  
em Engenharia Elétrica

Florianópolis, 27 de fevereiro de 2014.

---

Prof., Patrick Kuo-Peng Dr. Eng.  
Coordenador do Curso

---

Prof. Bartolomeu Ferreira Uchoa Filho Dr. Eng.  
Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

**Banca Examinadora:**

---

Prof., Raimés Moraes Dr. Eng.  
Coorientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof., Carlos Aurélio Faria da Rocha, Dr. Eng.  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Deborah de Camargo HizumeKunzler, Dr<sup>a</sup>  
Universidade do Estado de Santa Catarina

---

Prof., Fernanda Isabel Marques Argoud, Dr<sup>a</sup>. Eng.  
Instituto Federal de Santa Catarina



*“Dedico esta dissertação às pessoas  
especiais que fazem parte das nossas  
vidas...”*





## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiro a um ser maior o qual muitos de nós chamamos de Deus, por dar-me força todos os dias a continuar este trabalho e, ainda, a pensar em fazer o doutorado.

Aqui agradeço e preciso nomear alguns colegas de trabalho do Instituto Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina (IFSC) e amigos de fora da instituição pela paciência, apoio e alento para a realização deste trabalho: Caroline Moresco, Gilberto Valentim Silva, James Silveira, Ricardo Luis Alves, Rubiapiara Cavalcante Fernandes, Noacir Airtton Rodrigues, Débora Maria da Silva, Inês Tartare, Cláudia Regina Silveira, José Pinho Neto, Solange Maria Loureiro e Walcir Miot, Arlete Maria Silveira, Aline Hermes Zandonai, Israel Emerim, Telma Cristina Pinto Lopes, Rafael Gonzales, Fernanda Carla Silveira, Valentina Silveira Gonzales, Denise Pinheiro, Hector Bessa, Maria Catarina Pinheiro, José Tadeu Pinheiro .

Agradeço, também, ao Programa de Pós-Graduação da Engenharia Elétrica, a meus colegas de curso, professores, orientadore, principalmente, ao professor Raimes Moraes por incentivar a pesquisa a todo momento, mostrando sempre que não devemos desistir de nosso trabalho mesmo quando a investigação torna-se extremamente árdua e desmotivante.

Por fim, e não menos importante, agradeço aos meus familiares, mas antes disso, tenho a necessidade falar da vida: quando nascemos somos seres extremamente dependentes daqueles que são as pessoas mais importantes de nossas vidas, nossos pais. Crescemos com eles aprendendo e admirando-os. Hoje vejo a importância do que sou na imagem deles, pois tenho que agradecer por tudo o que me concederam e falar que amo meu pai (Deni Germano Alves) e minha mãe (Zilma Maria Alves) eternamente. E foi graças a eles que tenho essa família maravilhosa, a qual agradeço a Deus todos os dias: Deni Germano Alves Filho, Daniel Deni Alves, Danilo Deni Alves, Dario Deni Alves, Deni Germano Alves Neto, Bruno Giovanni Alves, Agnes Day Alves, Raul Danilo Alves, Dario Deni Alves Filho.

E a todos aqueles que direta ou indiretamente me ajudaram a tornar esse sonho uma realidade.



*“Cem vezes todos os dias lembro a mim mesmo que minha vida, interior e exterior, depende dos trabalhos de outros homens, vivos ou mortos, e que devo esforçar-me a fim de devolver na mesma medida que recebi.”*

Albert Einstein

## RESUMO

Este trabalho descreve um sistema eletrônico desenvolvido de acordo com as recomendações do CORSA para amostrar sons respiratórios, visando a investigação de técnicas de aquisição e processamento de sons crepitantes pulmonares que ocorrem em pacientes com DPOC (Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica). Avaliou-se se os parâmetros obtidos a partir de registros de sons crepitantes estão correlacionados com a impedância respiratória interrogada por oscilometria de impulso de tal forma que o estado clínico de pacientes possa ser associado aos parâmetros investigados. Para isso, foram amostrados crepitantes e impedância respiratória de treze voluntários no Hospital Universitário (Universidade Federal de Santa Catarina) e no Centro de Saúde e do Esporte (Universidade Estadual do de Santa Catarina) em Florianópolis. Os resultados apontaram que a frequência máxima obtida a partir dos crepitantes não tem correlação com a impedância respiratória. Este resultado pode ser atribuído às limitações de sistemas desenvolvidos com base nas orientações CORSA em adquirir as frequências mais altas dos crepitantes gerados pelos pulmões, bem como pelo fato de que as crepitações inspiratórias e expiratórias não foram discriminadas no presente estudo.

**Palavras-chave:** sons pulmonares, crepitante, DPOC, oscilometria de impulso, instrumentação médica.

## **ABSTRACT**

This work describes an electronic system developed according to the CORSA guidelines to sample respiratory sounds, aiming the investigation of techniques for the acquisition and processing of crackles lung sounds that occur in patients with COPD (Chronic Obstructive Pulmonary Disease). It was assessed whether parameters obtained from crackles are correlated to the respiratory impedance interrogated by impulse oscillometry such that the clinical status of patients could be associated to the investigated parameters. For that, crackles and respiratory impedance were sampled from thirteen volunteers at the School Hospital (Federal University of Santa Catarina) and at the Center for Health and Sports (State University of the of Santa Catarina) in Florianopolis. The results pointed out that the maximum frequency obtained from the crackles does not have correlation to the respiratory impedance. This finding may be attributed to the limitations of systems based on the CORSA guidelines to acquire the higher frequencies of the crackles generated by the lungs as well as by the fact that the inspiratory and expiratory crackles were not discriminated in this study.

**Keywords:** lung sounds, crackles, COPD, impulse oscillometry, medical instrumentation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 01 – Estruturas que compõem o sistema respiratório .....	26
Figura 02 – Vias aéreas de pulmões .....	27
Figura 03 – Ramificação das vias aéreas .....	27
Figura 04 – Contração e expansão da caixa torácica durante a expiração e inspiração .....	28
Figura 05 – Brônquio em estado normal e brônquio inflamado – comparação .....	30
Figura 05a – Brônquio normal .....	30
Figura 05b – Bronquite crônica .....	30
Figura 06 – Lobos inferiores acometidos por bronquiectasia cística que se assemelham, de acordo com a literatura médica, a imagem de cacho de uva .....	31
Figura 07 – Ilustração de alterações de alvéolos por enfisema pulmonar – comparação .....	32
Figura 08 – Ilustração de alterações de vias aéreas pela bronquiolite obstrutiva .....	32
Figura 09 - Diagrama de fluxo laminar em um tubo rígido .....	34
Figura 10 – Vórtices .....	35
Figura 11 – Estetoscópio utilizado para a captação de sons pulmonares .....	38
Figura 12 – Sítios para a ausculta pulmonar .....	39
Figura 12a - Sítios das faces do tórax .....	39
Figura 12b - Sítios das faces laterais do tórax .....	39
Figura 13 - Modelo RLC para sistema respiratório .....	41
Figura 14 – Ilustração da penetração no sistema respiratório de componentes de pressão nas frequências de 5Hz e 20Hz .....	42
Figura 15 - Esquema de um equipamento de IOS para determinação da impedância pulmonar .....	44
Figura 16 - Equipamento Master Screen IOS Jaeger .....	44
Figura 17 - Comportamento da frequência com a resistência e a reatância .....	46
Figura 17a - Resistência Pulmonar .....	46
Figura 17b – Reatância Pulmonar .....	46
Figura 18 – Resistência Pulmonar .....	46
Figura 18a - Curva da resistência .....	46
Figura 18b - Curva da resistência - retirada do paciente 05 do IOS .	46

Figura 19 – Reatância Pulmonar .....	47
Figura 19a - Curva da reatância .....	47
Figura 19b - Curva da reatância - retirada do paciente 05 do IOS ....	47
Figura 20 – Comparação entre um paciente com DPOC e um paciente normal .....	47
Figura 21 – Relatório do IOS com as seguintes medidas: impedância a 5Hz, resistência a 5Hz, resistência a 20Hz, reatância a 5Hz, frequência de ressonância, resistência de vias aéreas centrais, resistência das vias aéreas periféricas .....	49
Figura 22 - Sistema microcontrolado para a aquisição de sinais respiratórios: 3 canais com filtros e ganhos distintos para aquisição de som com um único microfone .....	54
Figura 23- Dimensões do microfone de eletreto modelo MD9745APA-1 .....	54
Figura 24 – Resposta de frequência fornecida pelo fabricante do microfone de eletreto MD9745APA-1 .....	55
Figura 25- Corte transversal da campânula .....	56
Figura 26 – Foto do microfone, campânula e isolador acústico .....	56
Figura 27 – Estágios dos circuitos de amplificação e filtragem .....	57
Figura 28 - Curva de atenuação .....	58
Figura 29 – Diagrama de Blocos do Microcontrolador da ANALOG DEVICES, <i>ADuC 841</i> .....	59
Figura 30- Esquema do Microcontrolador <i>ADuC841</i> e <i>FT245 BM</i> .	60
Figura 31- Sistema montado na maleta <i>VonderMF934</i> .....	60
Figura 32- Seção superior do sistema de captação de sons respiratórios .....	61
Figura 33- Seção inferior do sistema de captação de sons respiratórios .....	61
Figura 34 – Tela de interface do <i>software</i> .....	62
Figura 35 – Curvas de resistência e reatância respiratórias em função da frequência. ....	70
Figura 36 - Amostra do mesmo sinal em 3 canais.....	71
Figura 37- Frequência máxima por R5	74
Figura 38- Frequência máxima por X5	74

## LISTA DE TABELAS

Tabela 01 – Espectro da DPOC .....	32
Tabela 02 – Evolução da nomenclatura dos sons pulmonares .....	36
Tabela 03 – Parâmetros recomendados pelo CORSA e características do sistema implementado .....	39
Tabela 04 – Impedância acústica .....	49
Tabela 05 - Especificações técnicas do microfone de eletreto MD9745APA-1 .....	54
Tabela 06 – Parâmetro dos filtros PA e PB .....	56
Tabela 07- Características físicas dos voluntários .....	66
Tabela 08- Média e desvio padrão dos dados retirados dos voluntários .....	67
Tabela 09- Medidas realizadas com o IOS.....	68
Tabela 10 – Máxima frequência de 4 crepitantes para cada paciente. ....	70
Tabela 11 - Média e o desvio padrão de cada paciente.....	71
Tabela 12 – Média e desvio padrão da máxima frequência medida para todos os 13 pacientes com DPOC. ....	72
Tabela 13– Coeficientes de correlação e de determinação entre máxima frequência eR5 e entre máxima frequência e X5.....	74



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D – Analógico/Digital  
A-P - Ântero-posterior  
ACCP - *American College of Chest Physicians*  
ATS - *American Thoracic Society*  
CEFID - Centro de Ciências da Saúde e do Esporte  
CORS - *Computerized Respiratory Sound Analysis*  
DALY - *Disability-Adjusted Life Year*  
DPOC - Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica  
DWV - Distribuição de Wigner Ville  
FOT - *Forced Oscillation Technique*  
FTDI – *Future Technology DEvices International Ltda*  
GOLD - *Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease*  
GPS - *Groupe d'Étude Pluridisciplinaire Stéthacoustique*  
HU-UFSC – Hospital Universitário – Universidade Federal de Santa Catarina  
Hz - Hertz  
ILSA- *International Lung Sound Association*  
I/O – *Input/Output*  
IFSC - Instituto Federal de Santa Catarina  
IMC – Índice de Massa Corporal  
IOS - *Impulse Oscillation System*  
kHz – Kilohertz  
KiB – kibibyte = 1000 bytes  
LSB – *Least Significant Bit*  
mA – miliampère  
MGM - Método Geométrico Modificado  
MHz - Megahertz  
ms – milissegundos  
mV/Pa – milivolts/Pascal  
PA - Passa-altas  
PB - Passa-baixas  
PC – *Personal Computer*  
RAM – *Random Access Memory*  
SBPT - Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia  
TRAFO- Transformador de tensão  
UART – *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*  
USB – *Universal Serial Bus*  
V – Volt

XRAM = XDR DRAM - *Extreme Data Rate Dynamic Random-Access  
Memory*

WHO - *World Health Organization*

2CD - *Two Cycles Duration*

## Sumário

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>xiv</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....</b>	<b>xvii</b>
<b>1.-INTRODUÇÃO.....</b>	<b>23</b>
1.1-OBJETIVO GERAL .....	24
1.2-OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	24
1.3-JUSTIFICATIVA .....	25
1.4-ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	25
<b>2.-FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>27</b>
2.1-SISTEMA RESPIRATÓRIO.....	27
<b>2.1.1-Mecânica respiratória.....</b>	<b>29</b>
2.2-DPOC (DOENÇA PULMONAR OBSTRUTIVA CRÔNICA) .....	30
2.3-ORIGEM DOS SONS RESPIRATÓRIOS.....	34
2.4-NOMENCLATURA DOS SONS PULMONARES.....	36
2.5-AUSCULTA PULMONAR .....	38
<b>2.5.1-Ausculta Pulmonar Computadorizada .....</b>	<b>40</b>
2.6-IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA.....	41
2.7-OSCILOMETRIA DE IMPULSO( IOS).....	43
2.8-RELATÓRIO DO .....	45
2.9-IMPEDÂNCIA ACÚSTICA .....	49
<b>3.-METODOLOGIA .....</b>	<b>52</b>
3.1-SISTEMAS PARA A CAPTAÇÃO DE SONS RESPIRATÓRIOS .....	52
<b>3.1.1-Microfone.....</b>	<b>54</b>
<b>3.1.2-Campânula .....</b>	<b>55</b>
<b>3.1.3-Circuitos de condicionamento do sinal.....</b>	<b>57</b>
<b>3.1.4-Módulo de aquisição e controle.....</b>	<b>58</b>

3.1.4.1-Microcontrolador .....	58
3.1.4.2-FTDI 245BM .....	59
<b>3.1.5-Leiaute do sistema desenvolvido.....</b>	<b>60</b>
<b>3.1.6-Software do sistema de captação de sons respiratórios.....</b>	<b>63</b>
3.2-PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DAS MEDIDAS EM PACIENTES .....	64
3.3- PROCESSAMENTO PARA OBTENÇÃO DA FREQUÊNCIA MÁXIMA.....	64
<b>4.-RESULTADOS .....</b>	<b>67</b>
4.1-CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DOS VOLUNTÁRIOS.....	67
4.2-MEDIDAS DE IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA.....	68
4.3-EXEMPLO DE CREPITANTE ADQUIRIDOS DE PACIENTE COM O SISTEMA DESENVOLVIDO .....	70
4.4-MEDIDAS DA MÁXIMA FREQUÊNCIA DE CREPITANTES .....	71
<b>5.-DISCUSSÃO E CONCLUSÃO .....</b>	<b>76</b>
5.1-O SISTEMA .....	76
5.2-REGISTROS DE DADOS DE PACIENTES.....	77
<b>5.2.1-Dificuldades encontradas .....</b>	<b>78</b>
5.3-ANÁLISE DOS RESULTADOS .....	78
5.4-CONCLUSÕES.....	79
5.5-TRABALHOS FUTUROS.....	80
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>81</b>
<b>BIBLIOGRAFIA CONSULTADA.....</b>	<b>87</b>
<b>Anexo A - .....</b>	<b>91</b>
<b>Aprovação do Comitê de Ética UFSC .....</b>	<b>91</b>
<b>Anexo B -.....</b>	<b>93</b>

<b>Exemplo de Relatório do Equipamento de IOS .....</b>	<b>93</b>
<b>Apêndice A – Carga do <i>firmware</i> no microcontrolador .....</b>	<b>95</b>
<b>Apêndice B - Termo de consentimento livre e esclarecido.....</b>	<b>105</b>
<b>Apêndice C - Exemplo de processamento dos sons captados .....</b>	<b>105</b>



## 1. INTRODUÇÃO

O sistema respiratório, responsável pela troca de gases entre o ar e a circulação sanguínea, é acometido por uma série de enfermidades que ocasionam o estreitamento ou a obstrução das vias aéreas; tais ocorrências comprometem sua função.

Dentre essas enfermidades, a Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) é uma das principais causas de morbidade e mortalidade em todo o mundo. A *Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease* (GOLD)<sup>1</sup> estimou uma incidência de 11,6/1000 casos em homens, e 8,8/1000 casos em mulheres no ano de 2002 (WHO, 2005). Em 2007, ocupou entre a 4ª e a 7ª posição no *ranking* das principais causas de morte (JEZLER, 2007). A expectativa é a de que tal doença seja a quinta causa de DALY (estimativa dos anos de vida perdidos seja por morte prematura ou incapacidade em relação à esperança de vida) no mundo em 2020 (MURRAY; LOPEZ, 1996).

No Brasil, em 2003, a DPOC foi a 5ª maior causa de hospitalização de pacientes com mais de 40 anos no sistema público de saúde, impactando em despesas da ordem de 72 milhões de reais. Em 2004, a DPOC acometeu 290 mil pacientes, constituindo-se na quinta causa de morte no Brasil, onerando, assim, consideravelmente, o Sistema Único de Saúde (SUS) (JORNAL BRASILEIRO DE PNEUMOLOGIA, 2014).

De acordo com dados do Ministério da Saúde, no Brasil, a DPOC custa aos cofres públicos aproximadamente R\$ 100 milhões anualmente, sendo que cerca de 70% dos pacientes dependem do SUS para o tratamento (SBPT, 2013).

Tendo em vista a alta incidência de enfermidades respiratórias na população brasileira, o desenvolvimento de técnicas de baixo custo para o diagnóstico e acompanhamento desses pacientes resultaria em significativa economia de recursos.

A ausculta pulmonar é uma das ferramentas mais amplamente utilizadas para a avaliação clínica do estado do sistema respiratório, haja vista que sons auscultados sobre o tórax encontram-se associados a

---

<sup>1</sup>A GOLD (Iniciativa Global para a Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica) é um programa organizado pelo Instituto de Coração Pulmão e Sangue dos EUA (NHLBI) e pela Organização Mundial de Saúde (OMS). Criada em 1997, seu objetivo é sistematizar, padronizar e orientar o diagnóstico e o tratamento da DPOC. Informações sobre este programa podem ser encontradas em [www.goldpoc.com.br](http://www.goldpoc.com.br).

diferentes tipos de enfermidades pulmonares, tais como, pneumonia, enfisema pulmonar e fibrose cística. A ampla utilização da ausculta pulmonar deve-se ao fato de se constituir em um exame não invasivo e de baixo custo, além disso, tem-se portabilidade e baixo tempo de resposta (POSTIAUX, 2004).

No entanto, a ausculta depende fortemente da experiência e acuidade auditiva do examinador. Para contornar tais limitações, a análise computadorizada de sons respiratórios vem sendo realizada. Contudo, investigações são ainda necessárias para se obter parâmetros quantitativos de sons respiratórios que possam ser correlacionados com a severidade das enfermidades, tal que exames mais onerosos e prejudiciais à saúde (raios x) possam ser realizados com menor frequência.

Mais recentemente, a oscilometria de impulso (IOS) vem sendo investigada com o intuito de prover informações clínicas do sistema respiratório. A IOS aplica sinal de pressão (gerado por meio de alto-falante) na boca do paciente onde é amostrado o fluxo de ar resultante. À razão entre a pressão aplicada e o fluxo, dá-se o nome de impedância respiratória, sendo esta associada a parâmetros mecânicos dos pulmões. A IOS é um método não-invasivo que requer mínima cooperação por parte dos pacientes.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é investigar se parâmetros obtidos de sons crepitantes encontram-se correlacionados com características mecânicas dos pulmões (interrogados com oscilometria de impulso), tal que se possa avaliar a relação entre tais parâmetros com o estado clínico de pacientes.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral, esta pesquisa envolveu os seguintes objetivos específicos:

- a) Montar sistema eletrônico para a captação de sons pulmonares baseado nas recomendações do CORSA - *ComputerizedRespiratorySoundAnalysis* (SOVIJARVI et al., 2000);



- b) Compor banco de dados constituído por sons crepitantes e exames de IOS obtidos de pacientes com DPOC;
- c) Processar os sons crepitantes para a obtenção de parâmetros quantitativos;
- d) Avaliar a relação entre parâmetros quantitativos de sons crepitantes com medidas de impedância respiratória obtidas em exames de IOS.

### 1.3 JUSTIFICATIVA

Apesar de amplamente utilizada na avaliação clínica de pacientes, a ausculta pulmonar depende fortemente da experiência do examinador. Atualmente, sistemas computadorizados utilizados na análise de sons pulmonares não fornecem índices quantitativos que sejam utilizados para auxiliar o diagnóstico. Portanto, a investigação de relações entre parâmetros de sons respiratórios e a mecânica respiratória pode permitir quantificar a experiência dos especialistas na análise desses sons. O desenvolvimento de tais métodos podem proporcionar maior conforto e segurança para os pacientes (menor exposição a raios x), além de reduzir os custos dos serviços de saúde.

### 1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Esta dissertação está estruturada da seguinte forma:

No Capítulo 2, Fundamentação Teórica, descreve-se o sistema respiratório e os sons gerados por esse sistema, bem como, apresenta-se estudo da ausculta pulmonar e de enfermidades respiratórias. Aborda-se também, exame de IOS (impedância, resistência e reatância respiratória) e aspectos relacionados à análise computadorizada de sons pulmonares.

O Capítulo 3 aborda a metodologia da pesquisa, sua contextualização, os participantes e os aspectos éticos nela envolvidos. Em seguida, descreve-se o sistema empregado para o registro dos crepitantes, os testes realizados para sua avaliação, o *software* utilizado, bem como os parâmetros de teste e ajustes.

No Capítulo 4, mostram-se os resultados obtidos: os parâmetros medidos com o sistema desenvolvido para a pesquisa, os resultados dos exames de oscilometria de impulso e a análise desses dados.

Finalmente, na última parte do trabalho, são apresentadas as considerações finais da pesquisa, bem como sugestões para a continuidade da mesma.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

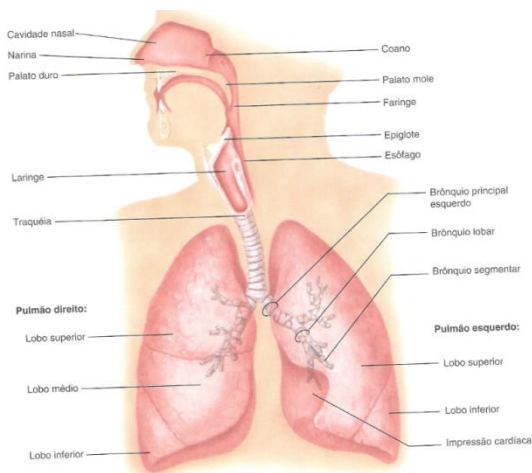
Neste capítulo, reúnem-se as informações teóricas necessárias para a compreensão do trabalho desenvolvido. São elas: fisiologia respiratória, enfermidades pulmonares, origem dos sons respiratórios, ausculta pulmonar, sistema para o registro de sons pulmonares, princípios da oscilometria de impulso e impedância respiratória.

### 2.1 SISTEMA RESPIRATÓRIO

O sistema respiratório tem a função de realizar a troca de oxigênio e dióxido de carbono entre o meio externo (o ambiente) e o sangue. O ar é conduzido aos pulmões durante a fase inspiratória do ciclo respiratório, onde ocorre a troca do oxigênio e do dióxido de carbono; finalizando o processo, este é expirado (COSTANZO, 2011).

Conforme mostrado na Figura 01, o sistema respiratório pode ser subdividido em duas partes: o trato respiratório superior (constituído pela boca, cavidade nasal, faringe e laringe) e o trato respiratório inferior (formado por traquéia, brônquios, bronquíolos e pulmões) (SILVERTHORN, 2003).

Figura 01 – Estruturas que compõem o sistema respiratório.



Fonte: TORTORA (2007, p. 779).

A Figura 02 mostra molde de ramificações das vias aéreas obtidas a partir de pulmões dissecados. Como se pode observar, as vias aéreas subdividem-se em numerosos dutos de menor calibre para aumentar a área de trocas gasosas. Já a Figura 03 indica o número de ramificações das vias aéreas (da traqueia até os bronquíolos), o diâmetro das mesmas e o número total dessas ramificações. O aumento das ramificações faz com que a velocidade do fluxo de ar seja maior na traqueia e mais baixa nos bronquíolos terminais (SILVERTHORN, 2003).

Figura 02 – Vias aéreas de pulmões.



Fonte: GUYTON; HALL (2002, Encarte).

Figura 03 – Ramificação das vias aéreas.

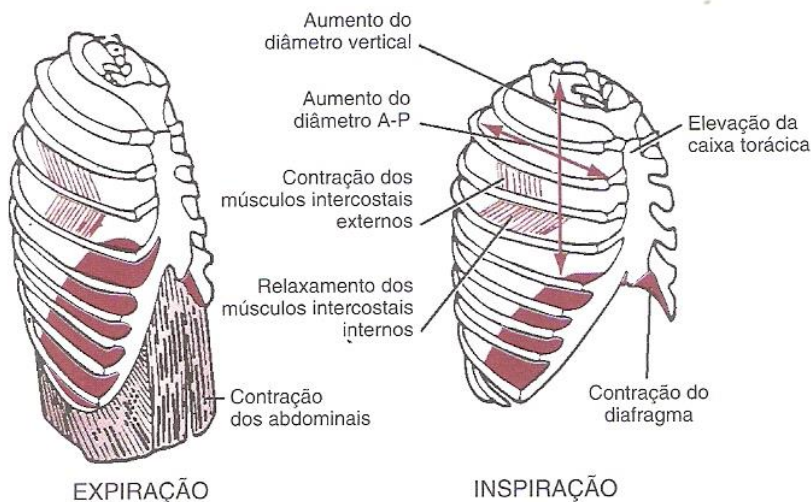
		Nome	Divisão	Diâmetro (mm)	Quantos?
Sistema de condução		Traquéia	0	15-22	1
		Brônquio primário	1	10-15	2
		Brônquio menor	2	1-10	4 ↓ $1 \times 10^4$
			3		
			4		
			5		
			6-11		
Superfície de troca		Bronquíolos	12-23	0,5-1	$2 \times 10^4$ ↓ $8 \times 10^7$
		Alvéolos	24	0,3	$3-6 \times 10^8$

Fonte: SILVERTHORN (2003, p. 503).

### 2.1.1 Mecânica respiratória

A expansão e a contração dos pulmões devem-se, basicamente, ao movimento vertical do diafragma (variação do volume da cavidade torácica) e à elevação e recolhimento da caixa torácica (alteração do diâmetro ântero-posterior da cavidade torácica). A Figura 04 indica esses mecanismos (GUYTON; HALL, 2002).

Figura 04 – Contração e expansão da caixa torácica durante a expiração e inspiração.



Fonte: GUYTON; HALL (2002, p. 406).

Quando o indivíduo se encontra em estado de repouso, a respiração é proporcionada, praticamente, pelo movimento do diafragma; na inspiração (processo ativo), o diafragma e os músculos inspiratórios contraem-se, fazendo com que órgãos sejam deslocados para baixo e a caixa torácica se expanda, aumentando o volume da cavidade torácica (CONSTANZO, 2011, p. 192). Assim, a pressão do ar atmosférico torna-se relativamente maior que a pressão interna, fazendo com que o ar flua para o interior dos pulmões, alcançando os alvéolos (SILVERTHORN, 2003). Durante a expiração (processo passivo), o

diafragma e os músculos intercostais relaxam, fazendo com que a caixa torácica volte à posição de repouso, reduzindo o volume da cavidade torácica. Assim, a pressão interna aumenta, e a pressão alveolar eleva-se acima da pressão atmosférica, expulsando o ar dos pulmões (CONSTANZO, 2011).

Durante a realização de exercícios físicos ou respiração forçada, os músculos expiratórios (constituídos pelos músculos abdominais (que contraem a cavidade abdominal, deslocando o diafragma para cima) e pelos músculos intercostais internos (que deslocam as costelas para baixo e para dentro)) podem auxiliar no processo, tornando as pressões do pulmão e das vias aéreas mais positivas que na expiração normal. Uma pessoa com pulmões saudáveis, durante a expiração forçada, apresenta pressões nas vias aéreas e nos alvéolos muito superiores àquelas da expiração normal. Por exemplo, na expiração passiva normal, se a pressão alveolar for  $+1 \text{ cmH}_2\text{O}^2$ , a pressão nas vias aéreas é  $-5 \text{ cmH}_2\text{O}$ ; já na expiração forçada, a pressão nas vias aéreas pode atingir  $+25 \text{ cmH}_2\text{O}$  e a pressão alveolar,  $+35 \text{ cmH}_2\text{O}$  (CONSTANZO, 2011).

## 2.2 DPOC (DOENÇA PULMONAR OBSTRUTIVA CRÔNICA)

O sistema respiratório está sujeito a diferentes enfermidades que comprometem sua função, dentre elas está a Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC). Mais precisamente, DPOC denomina um conjunto de disfunções dos pulmões que restringem ou obstruem o fluxo aéreo. Segundo dados do Ministério da Saúde, a DPOC é responsável por mais de 37.000 óbitos por ano, o que equivale a quatro mortes por hora (SBPT, 2013, p.05). Os principais sintomas dessa doença são: dificuldade em respirar (dispneia), tosse e expectoração crônica. A progressão da doença afeta diretamente a qualidade de vida.

A inalação de gases tóxicos e partículas nocivas ocasiona processo inflamatório nos pulmões que pode produzir alterações estruturais, tais como, o estreitamento das pequenas vias aéreas e o comprometimento do parênquima pulmonar. Tais alterações obstruem o fluxo aéreo e são, geralmente, progressivas e irreversíveis. Essa associação do processo

---

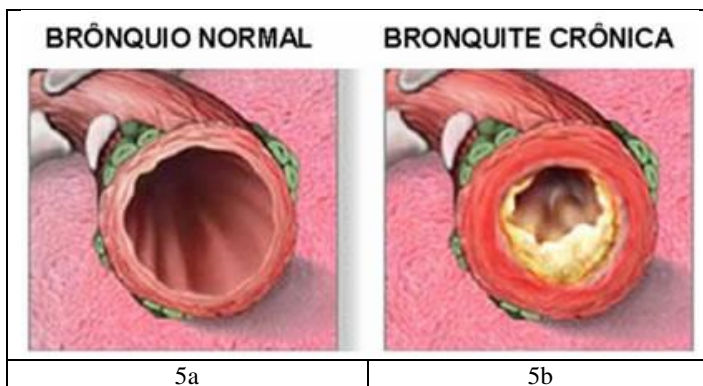
<sup>2</sup>cmH<sub>2</sub>O = pressão exercida por uma coluna de água de 1 centímetro de altura a 4 ° C (temperatura da densidade máxima) no valor normal da gravidade = 98,0368 Pa.

inflamatório anormal dos pulmões à progressiva restrição do fluxo aéreo é o que caracteriza a DPOC (LOIVOS, 2009).

De acordo com GOLD (2013), os principais distúrbios obstrutivos que compõem a DPOC são: bronquite crônica e enfisema:

a) **bronquite crônica** - consiste na inflamação dos brônquios; “é um distúrbio funcional, definido clinicamente como tosse produtiva de escarro, diária durante três meses ao ano, por pelo menos dois anos sucessivos.” (STEVENS; LOWE, 1998, p. 172). Uma característica marcante na patogenia da bronquite crônica é a constante irritação das vias respiratórias, ocasionada, principalmente, pela inalação da fumaça do cigarro. As Figuras 05a e 05b mostram brônquio de indivíduo saudável e com bronquite crônica, respectivamente.

Figura 05 – Brônquio saudável e inflamado - comparação.

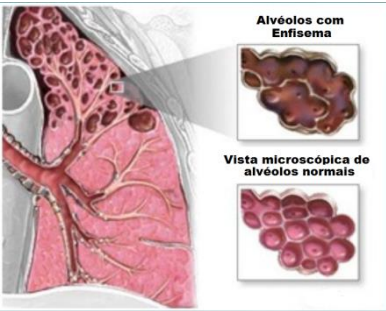


Fonte: DALL’OGLIO (2011).

b) **enfisema pulmonar** - é caracterizado pelo aumento anormal e permanente dos espaços aéreos distais ao bronquíolo terminal, acompanhado de destruição de suas paredes sem a incidência de fibrose (COTRAN; KUMAR, COLLINS, 2000, p. 635). Quando ocorre o enfisema, os pulmões perdem a elasticidade, tendo em vista que o tecido respiratório é destruído; os alvéolos ficam comprometidos e ocorre a diminuição da capacidade de realizar trocas gasosas (os alvéolos saudáveis são numerosos, muito pequenos, esponjosos e elásticos; já

aqueles com enfisema são em menor número, maiores e mais rígidos). A Figura 07 compara alvéolos normais àqueles acometidos com enfisema pulmonar.

Figura 07 – Ilustração de alterações de alvéolos devidas a enfisema pulmonar - comparação.



Fonte: LIMA (2011).

Das definições apresentadas, observa-se que esses distúrbios possuem diferenças e semelhanças em suas características anatômicas e clínicas. A Tabela 01 enfatiza tais aspectos:

Tabela 01 – Espectro da DPOC.

ESPECTRO DA DOPC				
Termo Clínico	Local Anatômico	Principais Alterações Patológicas	Etiologia	Sinais/Sintomas
Bronquite Crônica	Brônquio	Hiperplasias das glândulas mucosas, hipersecreção <sup>3</sup>	Fumaça de tabaco, poluentes do ar	Tosse, produção de escarro

<sup>3</sup> Hiperplasia da glândula mucosa (aumento do número de células na glândula mucosa, que possui como função secretar o muco).



Enfisema	Ácino <sup>4</sup>	Aumento do espaço aéreo; destruição das paredes.	Fumaça de tabaco	Dispnéia
----------	--------------------	--	------------------	----------

Fonte: COTRAN; KUMAR; ROBBINS (2000, p.635, modificado).

Como mostra a Tabela 01, o tabagismo é uma das principais causas de DPOC; outros fatores são poluentes atmosféricos, predisposição genética, infecções graves e persistentes.

---

<sup>4</sup>Ácinos são unidades funcionais dos pulmões, incluindo desde o bronquíolo respiratório até o alvéolo (ductos alveolares, sacos alveolares e alvéolos) (REGATIERI, 2003).

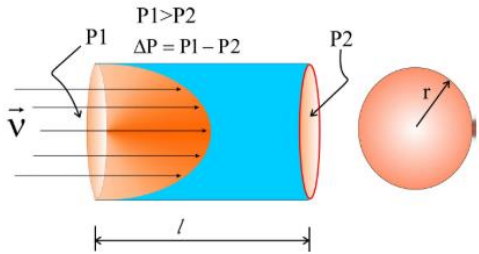
2.3 ORIGEM DOS SONS RESPIRATÓRIOS

Os sons gerados pelos pulmões, resultantes de vibrações dos tecidos do aparelho respiratório, são transmitidos à parede torácica (DALMAY et al., 1995).

Dentre os tipos de fluxo de ar encontrados nas vias aéreas de diferentes diâmetros, tem-se o fluxo laminar, o fluxo turbulento e o vórtice (LEHRER, 2002).

A Figura 09 ilustra o fluxo laminar em um tubo rígido que ocorre devido à aplicação de uma diferença de pressão em suas extremidades. Para cálculo deste fluxo, utiliza-se a lei de Hagen-Poiseuille (Equação 01)

Figura 09– Diagrama de fluxo laminar em um tubo rígido.



Fonte: PONTE (2011, p.13).

$$\Delta P = \left(8l\eta / \pi r^4\right) \cdot Q \quad \text{(Equação 01)}$$

Onde:

Símbolo	Significado
Q	taxa de fluxo
l	comprimento do duto
η	a viscosidade do fluido
R	raio do duto
P1-P2	variação de pressão

Conforme se pode observar na Figura 09, a velocidade máxima ocorre no centro do tubo, diminuindo, à medida que se aproxima das paredes do duto, por causa do atrito. Devido ao fato de não haver variação de pressão ao longo da via, não há geração de ruídos.

O fluxo turbulento é definido pela Equação 02 e só ocorre se o valor da equação obtiver um resultado superior a 2000 - é quando o fluxo entra em regime turbulento (POSTIAUX, 2004). Nesse tipo de fluxo, tem-se variação de pressão; isso ocasiona a diferença de pressão e a geração de ruídos (chamado de ruído branco) na faixa de 200 Hz a 2000 Hz (LEHRER,2002).

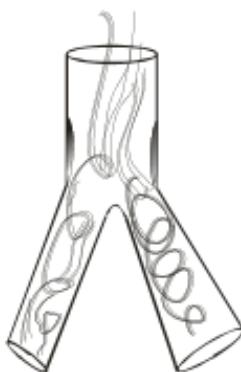
$$Re = \frac{2rv\rho}{\eta} \quad (\text{Equação 02})$$

Onde:

Símbolo	Significado
Re	número de Reynolds
$v$	velocidade
$\eta$	viscosidade do fluido
P	densidade do fluido

Já o fluxo de vórtice<sup>5</sup> advém da redução do diâmetro dos dutos de condução do fluxo aéreo de forma abrupta, conforme mostra a Figura 10.

Figura 10 – Vórtices.



Fonte: PONTE (2011, p.14).

---

<sup>5</sup>São movimentos espirais ao redor de um centro de rotação.

## 2.4 NOMENCLATURA DOS SONS PULMONARES

O estetoscópio foi inventado por René Théophile Hyacinth Laennec, em 1816, para a pesquisa dos sons respiratórios. Em 1819, Laennec publicou o resultado de suas investigações (*L'auscultation mediate*), deflagrando a utilização da ausculta pulmonar (CARVALHO; SOUZA, 2007).

A terminologia proposta pelo estudioso foi utilizada até 1957 em todo o mundo; no entanto, devido às várias traduções de sua obra, a nomenclatura foi modificada e os termos foram adaptados, gerando, assim, uma série de nomenclaturas para os mesmos eventos. Visando à padronização da terminologia para permitir a troca de informações entre especialistas, em 1975, o *American College of Chest Physicians* (ACCP) e a *American Thoracic Society* (ATS) padronizaram o uso dos seguintes termos: “estertor” (sons anormais descontínuos, sendo permitido usar a variação “crepitação”) e “ronco” (sons anormais contínuos, sendo a variação “sibilo” também utilizada) (BASSO et al., 2008). A *American Thoracic Society* (apud SOVIJÄRVI et al., 2000) define, ainda, o sibilo como som adventício (patológico) contínuo com duração de até 250ms que se assemelha à forma de onda senoidal.

Em 1977, houve mais uma tentativa de padronização da nomenclatura pela ATS, sons respiratórios normais e sons adventícios: crepitantes (*crackles*) e sibilâncias (*wheezes*) (POSTIAUX, 2004).

Entretanto, o uso de distintas nomenclaturas continuou. Em 1987, após o *International Lung Sound Association* (ILSA)<sup>6</sup> (VALENGA, 2009), convencionou-se denominar os diferentes ruídos adventícios em: “ruídos contínuos”: sibilos e roncoss (sendo classificados de alta e baixa tonalidade, respectivamente); “ruídos descontínuos”: crepitações finas (alta tonalidade, baixa amplitude e curta duração) e crepitações grossas (baixa tonalidade, alta amplitude e longa duração). Já no tocante aos sons respiratórios normais, a classificação, nas diferentes literaturas, dava-se como: “som brônquico” (som alto, de alta frequência); “som broncovesicular” (som mais suave e de média frequência) e “som vesicular” (som mais suave e mais sibilante que o broncovesicular) (BASSO et al., 2008).

---

<sup>6</sup>O ILSA (*International Lung Sound Association*) é um fórum para pesquisadores que estudam acústica respiratória. Maiores informações em: <http://www.ilsa.us>.

Todavia, apesar dessas tentativas de padronização, diferentes nomenclaturas são ainda utilizadas pelos profissionais da saúde.

A Tabela 02 indica a evolução da nomenclatura dos sons pulmonares, de Laennec a ILSA (*International Lung Sound Association*) que normatizou nomenclatura respiratória até 1987 (BASSO et al., 2008).

Tabela 02 – Evolução da nomenclatura dos sons pulmonares.

	Laennec 1817	ATS 1977	ISLA 1987
Ruídos Respiratórios	Ruído respiratório de adulto sadio	Sons vesiculares	Sons respiratórios
	Respiração pueril		
	Respiração pueril adulto	Sons bronquiais	Respiração bronquial
			Crepitações
Ruídos Adventícios	Estertor com muco ou gorgolejo	Crepitantes grosseiros	Crepitações Grossas (Baixo)
	Estertor úmido ou crepitação	Crepitantes finos	Crepitações finas (Alto)
	Estertor sibilante seco ou assovio	Sibilos	Sibilos
	Estertor seco sonoro ou ronco	Roncos	Roncos
	Estertor crepitante seco com grandes bolhas ou estalidos.(1826)		

Fonte: POSTIAUX (2004, p. 63 – Modificado).

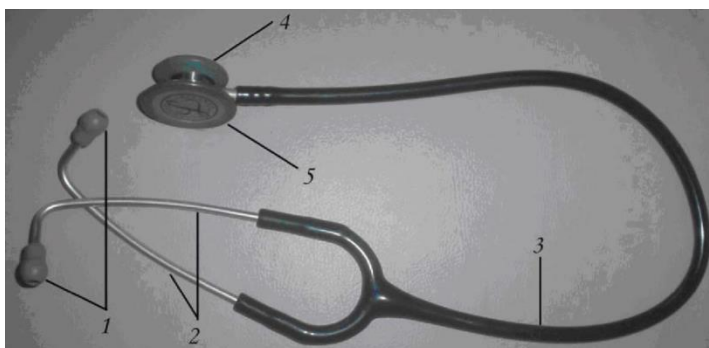
Neste trabalho, o som de maior interesse é o crepitante, que ocorre na DPOC, sendo descrito como descontínuo curto, explosivo e transiente. O crepitante é caracterizado por uma rápida deflexão de pressão (*spike*) acompanhado de um segmento oscilatório, estando associado ao recrutamento de vias aéreas obstruídas (ALENCAR et al., 2001; HANTOS et al., 2004). O mecanismo mais amplamente aceito para a geração das crepitações é que estas são produzidas pela abertura repentina de uma via aérea colapsada que proporciona uma rápida equalização de pressão entre dois compartimentos do pulmão (FORGACS, 1967). Assim, a elasticidade do tecido pulmonar deve influenciar as características do som gerado, sendo a motivação para a realização desta investigação.

## 2.5 AUSCULTA PULMONAR

Devido ao seu baixo custo e à sua praticidade, a ausculta pulmonar é uma das técnicas mais utilizadas na avaliação clínica de pacientes, visando ao diagnóstico e ao acompanhamento de enfermidades pulmonares.

O modelo de estetoscópio mais utilizado é composto de cinco estruturas (Figura 11).

Figura 11 – Estetoscópio utilizado para a captação de sons pulmonares.



Fonte: CARVALHO; SOUZA (2007, p. 225).

Onde:

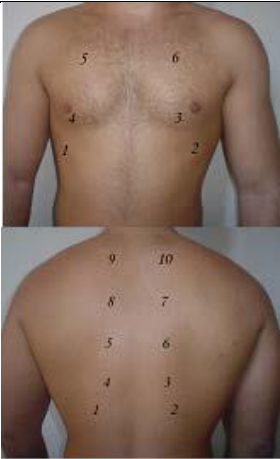

1	Olivas
2	Binaurais
3	Tubo

4      Campânula

5      Diafragma

A ausculta pulmonar deve ser realizada em todo o ciclo respiratório. Nas Figuras 12a e 12b, são mostrados os locais para a ausculta dos lobos dos pulmões (CARVALHO; SOUZA, 2007). Esses locais são interrogados para se detectar onde os sons respiratórios podem ser mais bem auscultados; isso depende do tipo de enfermidade, sua severidade e características físicas dos pacientes.

Figura 12 – Sítios para a ausculta pulmonar.

12a - Sítios das faces do tórax.	12b - Sítios das faces laterais do tórax.
	

Fonte: CARVALHO; SOUZA (2007, p. 229).

No entanto, a ausculta não permite a elaboração de diagnóstico, pois ela depende da acuidade auditiva e da subjetividade do profissional da saúde, além de exigir um ambiente com baixo nível de ruído acústico.

Em decorrência do avanço tecnológico, estetoscópios eletrônicos foram desenvolvidos para possibilitar a ausculta de sons respiratórios com melhor qualidade pelos profissionais da saúde, bem como seu registro para análises e comparações posteriores (QUINTAS,

2011). Assim, parâmetros medidos a partir desses sons podem ser investigados e correlacionados com o estado clínico de pacientes.

Contudo, laboratórios de pesquisa vêm captando sons respiratórios com equipamentos que possuem diferentes especificações técnicas, dificultando a obtenção de índices consistentes a partir dos registros.

### 2.5.1 Ausculta Pulmonar Computadorizada

Com o intuito de padronizar a classificação dos sons respiratórios e, ainda, de especificar características técnicas para sua aquisição, armazenamento e processamento, sete países da Europa financiaram o projeto intitulado *ComputerizedRespiratorySoundAnalysis* (CORSa) (SOVIJARVI et al., 2000).

As recomendações técnicas do CORSa para a aquisição de sons respiratórios são sumarizadas na Tabela 03 (SOVIJARVI et al., 2000).

Tabela 03 – Parâmetros recomendados pelo CORSa e características do sistema implementado.

<b>Especificações</b> <b>Características</b>	<b>Recomendações</b> <b>CORSa (2000)</b>	<b>Sistema</b> <b>Projetado</b>
Microfone	Piezelétrico/ Eletreto	Eletreto
Sensibilidade	>1mV/PA	9mV/Pa
Freq. Corte de filtro passa-altas	50-60 Hz 30-150 Hz	150Hz
Freq. Corte de filtro passa-baixas	(1600 a 3000 Hz)	2000Hz
Digitalização	Conversor A/D (Comercial)	Conversor A/D (ADuc841)
Taxa de Amostragem	4 a 22,5kHz	10kHz
Número de Bits	12, 14 e 16	12

Fonte: CARVALHO; SOUZA (2007, p. 229).

As recomendações do CORSa devem ser seguidas para gerar dados mais consistentes sobre os sons investigados. Assim, os resultados das pesquisas realizadas por diferentes laboratórios podem ser comparados.



## 2.6 IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA

A impedância do sistema respiratório vem sendo investigada com o intuito de relacionar suas medidas com as propriedades mecânicas dos pulmões de indivíduos saudáveis e com enfermidades pulmonares (VALLE, 2002).

A expansão e contração dos pulmões dependem de forças externas, tanto na respiração espontânea, quanto na ventilação mecânica. Os músculos respiratórios ou equipamentos geram diferença de pressão para que o ar penetre nos alvéolos pulmonares.

Assim, seja na ventilação mecânica ou na espontânea, o volume de gás que o pulmão recebe é influenciado pela impedância do sistema respiratório, determinado por diversos fatores, tais como, atrito com as paredes das vias aéreas, deformação elástica dos tecidos ou interface gás/líquido do alvéolo (SARAIVA, 1996).

A impedância respiratória ( $Z_{rs}$ ) é dada pela Equação 03, razão entre a pressão aplicada e fluxo resultante. Na sua forma complexa (Equação 04), identifica-se um componente real (a resistência  $R_{rs}$ ) e um componente imaginário (a reatância  $X_{rs}$ ), sendo ambos dependentes da frequência. A impedância é expressa em cmH<sub>2</sub>O/L/s ou kPa / L / s (68).

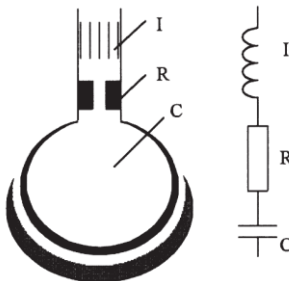
$$Z_{rs}(f) = \frac{P_{rs}(f)}{V'_{rs}(f)} \{0 < f \leq f_{max}\} \quad (\text{Equação 03})$$

$$Z_{rs}(f) = R_{rs}(f) + jX_{rs}(f) \{0 < f \leq f_{max}\} \quad (\text{Equação 04})$$

Fonte: MOREIRA (2005, p.18).

A analogia do modelo pulmonar com modelo de circuito elétrico RLC série é apresentada na Figura 13.

Figura 13–Modelo RLC do sistema respiratório.



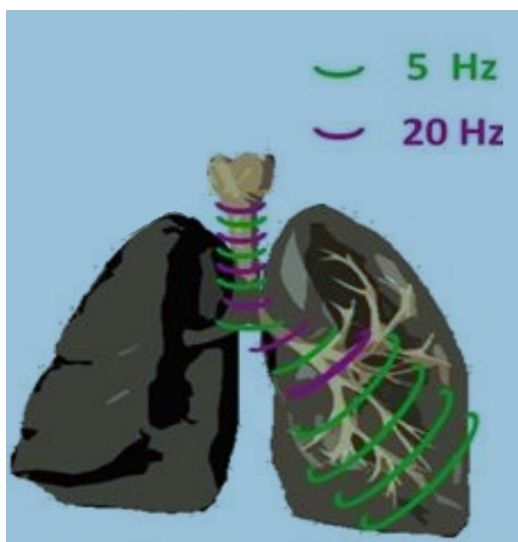
Fonte: SCHMIDT et al. (1998, p 222).

$R_{rs}$  quantifica a oposição ao fluxo de ar devido ao atrito das paredes das vias aéreas; assim, é proporcional ao coeficiente de viscosidade do fluxo laminar (VALLE, 2002). A  $R_{rs}$  é frequentemente dividida em resistência proximal (central:  $R_c$ ) e distal (periférica:  $R_p$ ). À medida que a resistência periférica aumenta, a  $R_{rs}$  torna-se mais dependente da frequência. Assim, valores de referência mudam entre crianças e adultos.

Quando há obstrução das vias aéreas proximais, a  $R_{rs}$  se eleva para todas as frequências. Quando há obstrução das vias aéreas distais, a  $R_{rs}$  é mais alta para as frequências mais baixas e cai para maiores frequências; nesse caso, a resistência apresenta dependência negativa com a frequência (FDR). Por essa razão, o sistema de IOS utilizado reporta os valores de  $R_{rs}$  medidos nas frequências de 5Hz e 20Hz, permitindo a identificação do local de obstrução.

A Figura 14 apresenta diagrama de como componentes do pulso de pressão penetram os pulmões. As componentes de menor frequência (por exemplo, 5Hz) têm maior penetração no pulmão do que as componentes de maior frequências (por exemplo, 20Hz).

Figura 14 – Ilustração da penetração no sistema respiratório de componentes de pressão nas frequências de 5Hz e 20Hz.



Fonte: SALVE; VERGARA (2012, p.6 – Modificado).

$X_{rs}$  deve-se à inércia da massa de ar ao seu deslocamento nas vias aéreas (denominado inércia,  $L_z$ ) e às propriedades elásticas do tecido pulmonar (capacitância,  $C_z$ ).  $C_z$  está relacionada à capacidade do sistema respiratório no armazenamento de ar (MERAZ, 2012).

Nas medidas de  $X_{rs}$ ,  $C_z$  predomina nas frequências mais baixas (frequências inferiores a de ressonância do circuito RLC série), enquanto  $L_z$  predomina nas maiores frequências (acima da frequência de ressonância; geralmente, acima de 5Hz). Assim,  $X_{rs}$  medida em 5 Hz ( $X_5$ ) mensura, basicamente, a elasticidade do tecido pulmonar; a reatância a 20 Hz ( $X_{20}$ ) mensura, basicamente, a inércia<sup>7</sup>.

## 2.7 OSCILOMETRIA DE IMPULSO (IOS)

Para medir propriedades mecânicas dos pulmões, o sistema de oscilometria aplica onda de pressão (gerada por alto-falante) na boca do paciente onde pressão e fluxo de ar são simultaneamente medidos. Para determinar o fluxo, utiliza-se um transdutor diferencial de pressão conectado a um pneumotacógrafo. A razão entre a pressão aplicada e o fluxo, denominada de impedância pulmonar ( $Z_{rs}$ ), são relacionadas a parâmetros mecânicos dos pulmões.

A técnica da oscilometria de impulso (IOS) consiste-se de uma nova versão da técnica da oscilação forçada (FOT – *Forced Oscillation Technique*) proposta por Dubois et al. (1956).

A diferença entre o FOT e a oscilometria de impulso (IOS - *Impulse Oscillation System*) deve-se ao tipo de sinal aplicado ao sistema respiratório, bem como, às técnicas de processamento da resposta obtida. No FOT, aplica-se uma sequência de oscilações senoidais (tipicamente, 5 a 30Hz); no IOS, aplica-se pulso de pressão de elevada intensidade e curta duração (aproximando-se à função impulso), encontrando-se a largura de banda analisada entre 4 e 32Hz (SALVE e VERGARA, 2012). Ambos são aplicados por meio de um autofalante ao sistema respiratório (HELLINCKX et al., 1998).

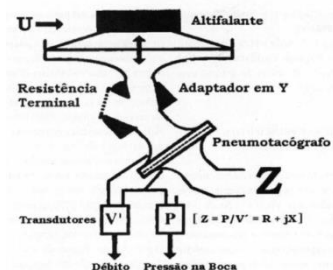
A Figura 15 apresenta o diagrama do funcionamento de equipamento de IOS para medir a impedância pulmonar. A letra Z indica o local onde o paciente acopla a boca para respirar (bocal) durante o exame. A letra U indica o alto-falante que converte o pulso elétrico em sinal de pressão que percorre o sistema respiratório. O adaptador em Y tem dupla função: proporciona a respiração do paciente

---

<sup>7</sup>Inércia é a resistência do sistema respiratório ao movimento.

e aplica o sinal de pressão do alto-falante ao sistema respiratório. O cálculo da impedância pulmonar é realizado com as medidas realizadas com transdutores acoplados ao pneumotacógrafo, a partir da pressão aplicada (P) e do fluxo resultante ( $V'$ ).

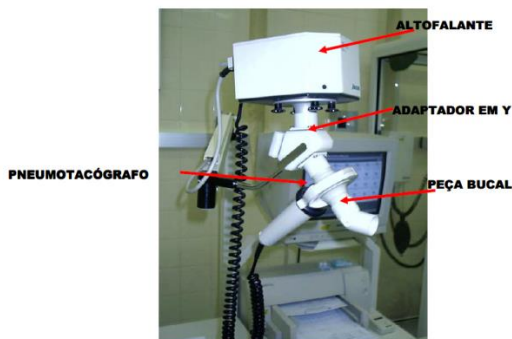
Figura 15 - Esquema de um equipamento de IOS para determinação da impedância pulmonar.



Fonte: PAES CARDOSO; FERREIRA (1998, p.178-180).

Na Figura 16, tem-se foto do equipamento de IOS conectado a microcomputador, que realiza a apresentação e armazenamento de relatórios dos exames realizados.

Figura 16 - Equipamento *Master Screen IOS Jaeger*.



Fonte: MOREIRA (2005,p. 24).

## 2.8 RELATÓRIO DOSISTEMA DE IOS

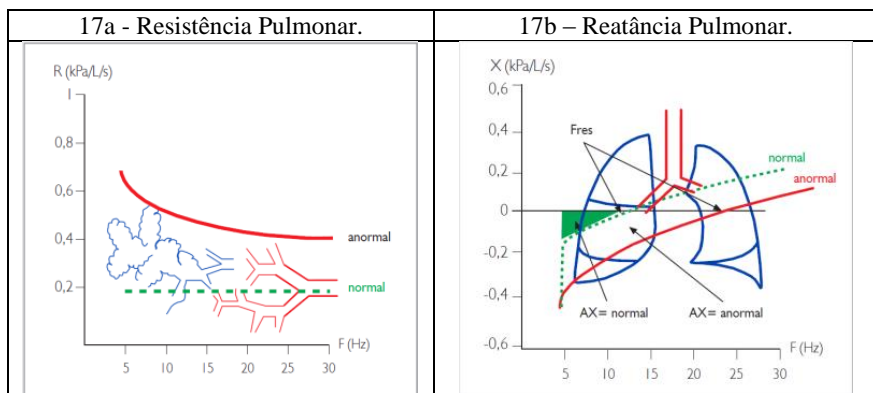
Ao final do exame, o sistema de IOS utilizado neste estudo (Masterscreen, Jaeger) supre relatório com dados e gráficos.

A Figura 17 apresenta gráficos típicos que estão relacionados, de forma didática, à resistência e reatância respiratórias. As medidas de R (Figura 17a) e X (Figura 17b) do paciente (linhas contínuas) em função da frequência (5 a 35 Hz) são apresentadas em conjunto com valores de referência para indivíduos saudáveis (linhas tracejadas). Os valores de referência baseiam-se nos dados dos pacientes supridos ao sistema (peso, idade e altura).

Para um sistema respiratório saudável, a resistência respiratória (Figura 17a) deve ser constante e independente da frequência (linha tracejada); para indivíduo com DPOC, apresenta decaimento exponencial com a frequência (linha contínua). Na análise da reatância respiratória (Figura 17b), o parâmetro AX (área entre o eixo das frequências e a medida da reatância - Equação 05) constitui-se em índice do grau de obstrução das vias aéreas periféricas (SMITH; REINHOLD; GOLDMAN, 2005); a área em verde, delimitada pela linha tracejada, corresponde à área medida para um sistema respiratório saudável; a área delimitada pela linha contínua corresponde à medida para paciente com DPOC. A frequência de ressonância ( $F_{res}$ ) corresponde à frequência na qual o somatório da inertância e a capacitância se anulam.

$$AX = \int_5^{f_{res}} X_{rs}(f) \cdot df \quad (\text{Equação 05})$$

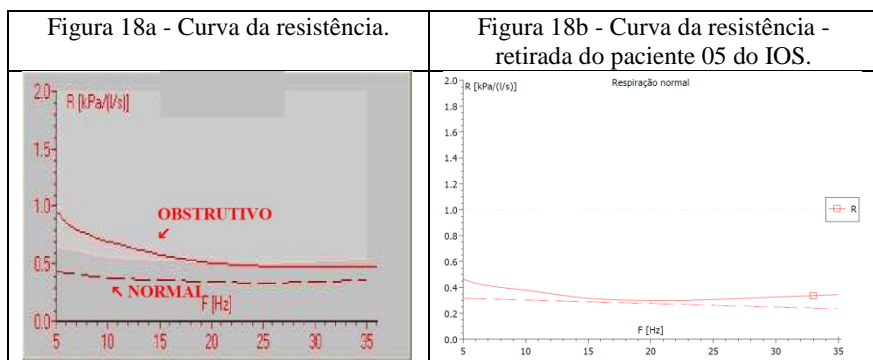
Figura 17 - Comportamento da frequência com a resistência e a reatância.



Fonte: MEYER PEIRANO (2006, p. 90- 91).

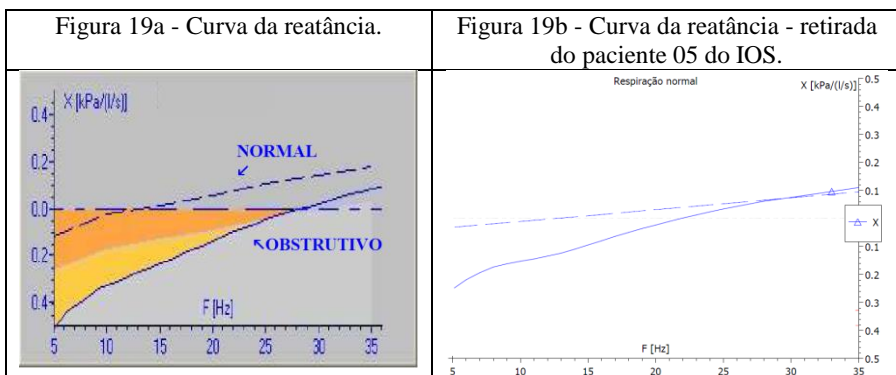
As Figuras 18b e 19b apresentam gráficos supridos a partir de exame em paciente pelo sistema de IOS, onde a linha tracejada apresenta valores esperados para indivíduo saudável. As Figuras 18a e 19a enfatizam a interpretação a ser dada para as curvas apresentadas.

Figura 18 – Resistência Pulmonar.



Fonte: MOREIRA (2005, p. 27).

Figura 19 – Reatância Pulmonar.

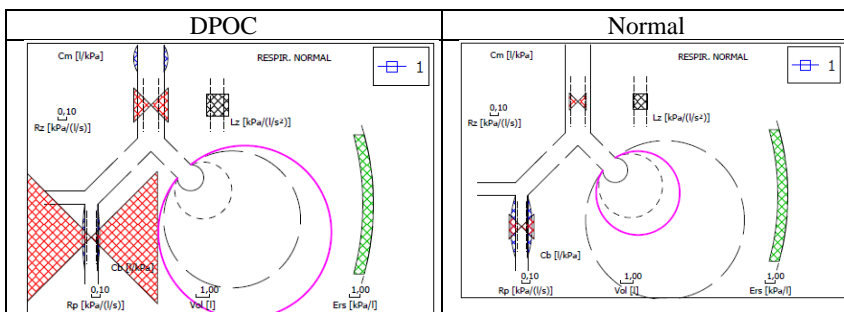


Fonte: MOREIRA (2005, p. 27).

O relatório do sistema de IOS apresenta também outra figura (Figura 20) e dados conforme Figura 21.

Na Figura 20, faz-se uma comparação de relatórios do IOS gerados para paciente com DPOC (painel à esquerda) e para indivíduo saudável (painel à direita).

Figura 20 – Comparação entre um paciente com DPOC e um paciente normal.



Fonte: Relatório final do exame do equipamento IOS (2011) – Anexo B.

Os indicadores gráficos da Figura 20 correspondem aos seguintes parâmetros:

Rp	Resistência das vias aéreas periféricas
Lz	Inertância central
Cm	Complacência orofaríngea
Cb	Complacência brônquica
Ers	Elastância de tórax e pulmão

Fonte: HIRA et al. (2008, p. 11); HIRA; SINGH (2009, p.07)

Esses parâmetros estão relacionados ao modelo pulmonar de Mead (SCHMIDT et al., 1998). Contudo, devido à ausência de valores fisiológicos de referência para esses diferentes componentes, o modelo RLC série é mais amplamente utilizado (SCHMIDT et al., 1998).

Os dois círculos pontilhados no centro da Figura 20 indicam os limites de normalidade do volume pulmonar; o círculo contínuo (rosa) indica a condição do paciente no momento do exame. Como pode ser observado, para o paciente com DPOC, o círculo contínuo excede o limite máximo de volume pulmonar.

Outras diferenças entre os relatórios para indivíduo saudável e para paciente acometido por DPOC podem ser observadas na Figura 20. A área hachurada dos triângulos espelhados é maior para maiores valores de resistência; a área superior corresponde à resistência  $R_z$  (resistência de vias aéreas centrais), enquanto a área inferior corresponde à resistência  $R_p$  (resistência das vias aéreas periféricas).

A Figura 21 apresenta medidas realizadas em paciente com DPOC e em indivíduo saudável; a coluna PRED apresenta valores de referência para indivíduo saudável; as medidas do IOS estão na coluna ATOL e a coluna %AL/P apresenta a variação percentual entre o medido e o esperado. Os valores de R5, R20 e X5 são considerados normais se %AL/P estiver entre 100% e 150% (SALVE; VERGARA, 2012).



Figura 21 – Relatório do IOS com as seguintes medidas: impedância a 5Hz, resistência a 5Hz, resistência a 20Hz, reatância a 5Hz, frequência de ressonância, resistência de vias aéreas centrais, resistência das vias aéreas periféricas.

DPOC					Normal				
Data Hora		Pred	Atol 21/06/ 13:52:	% (A1/P	Data Hora		Pred	Atol 30/05/ 12:01:	% (A1/P
VT	[L]	0.68	4.39	647.2	VT	[L]	0.59	0.80	137.4
Z at 5 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	3.02	9.00	298.2	Z at 5 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	2.75	2.94	107.2
R at 5 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	3.02	8.44	279.6	R at 5 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	2.74	2.87	104.7
R at 20 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	2.61	3.98	152.8	R at 20 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	2.33	1.87	80.2
X at 5 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	-0.12	-3.15	2609.0	X at 5 Hz	[cmH2O/ (L/s)]	0.18	-0.66	-367.9
Resonant frequency	[1/s]		26.93		Resonant frequency	[1/s]		14.56	
Rcentral	[cmH2O/ (L/s)]		1.99		Rcentral	[cmH2O/ (L/s)]		1.06	
Rperipheral	[cmH2O/ (L/s)]		7.65		Rperipheral	[cmH2O/ (L/s)]		1.53	

Fonte: Relatório final do exame do Equipamento IOS (2011) – Anexo B.

## 2.9 IMPEDÂNCIA ACÚSTICA

Esta seção apresenta o conceito de impedância acústica para fundamentar discussão de aspectos relativos à aquisição de sons respiratórios.

A impedância acústica característica (Z) é dada pela razão entre pressão aplicada (P) e velocidade da partícula no meio (U) (MORFEY, 2000), sendo função da frequência de oscilação do sinal de pressão, conforme mostra a Equação 06:

$$Z_{ac} = P / U \quad (\text{Equação 06})$$

A impedância acústica pode também, ser expressa pelo produto do peso específico ( $\rho$ ) pela velocidade do som no meio ( $v$ ) (SOISSON, 2002), como determina a Equação 07:

$$Z = \rho \cdot v (\text{Equação 07})$$

A literatura aponta dois tipos de impedância acústica: a impedância característica e a impedância de superfície. A impedância de superfície caracteriza reflexão da onda sonora na interface entre dois meios com diferente impedância característica. Quando o som atravessa uma interface entre dois meios com a mesma impedância acústica, não há reflexão; o sinal é transmitido ao segundo meio (CARNEIRO, 2011).

A Tabela 04 apresenta valores de impedância acústica de alguns materiais.

Tabela04 – Impedância acústica.

<b>Material</b>	<b>Densidadeg/cm3</b>	<b>Impedância acústica, Z (Mrayl)(*) ×105 g/cm2.s</b>
Acetato de vinilo etileno (EVA)	0,94	1,69
Aço (em geral)	7,67 – 8,03	45,4 – 51,0
Aço inoxidável	7,89	45,4
Aço macio	7,80	46,0
Alumínio	2,70	17,33
Ar	1,293	0,0004286
Borracha	0,97	1,56
Borracha	1,00	1,55
Borracha macia	0,95	1,00
Cobre	8,93	41,6 – 44,6
Ebonite	1,11	2,64
Ferro	7,69	25,3 – 46,4
Ferro fundido	7,22 – 7,8	33,2 – 37,4
Isobutileno isopreno (IIR)	1,11	2,0
Madeira Olmo	0,554 – 0,658	0,798

Madeira Sobreiro	0,657 – 0,977	3,6
Policloropreno (CR)	1,31	2,1
Poliuretano (PU)	1,04 – 1,30	1,38 – 2,36
Silicone (RTV)	1,02 – 2,83	0,99 – 1,89
Vidro	2,2 – 3,6	10,1 – 18,9
* 1 Mrayl = 1 Mega Rayl = $10^5 \cdot \text{gm/cm}^2 \cdot \text{sec}$ .		

Fonte: CAETANO (2010).

### 3. METODOLOGIA

Este capítulo descreve o sistema para a captação de sons respiratórios, os procedimentos adotados para a aquisição de dados dos pacientes, bem como o processamento dos crepitanes para a obtenção de parâmetros quantitativos.

#### 3.1 SISTEMAS PARA A CAPTAÇÃO DE SONS RESPIRATÓRIOS

Para realizar esta pesquisa, considerou-se a aquisição de equipamento comercial para registrar os sons respiratórios. O mercado oferece equipamentos para tal finalidade com até dezesseis microfones com taxa de amostragem de 8000Hz ([www.stethographics.com](http://www.stethographics.com)). No entanto, além do elevado custo, as folhas de dados desses equipamentos não suprem especificações técnicas tal que se possa verificar a adequação destes às recomendações do CORSA. Por essa mesma razão, a utilização de sons respiratórios disponibilizados por laboratórios de pesquisa que tenham sido adquiridos com sistemas comerciais não se constitui em alternativa adequada.

Assim, optou-se por utilizar um sistema próprio para a aquisição de sons respiratórios.

O sistema utilizado neste trabalho foi montado em placa de circuito impresso desenvolvida por Ponte (2011). O sistema original possui 4 canais, sendo 3 deles para captação de sinais de 3 microfones e 1 para captação de sinal de pressão. Esse último sinal corresponde à medida da queda de pressão quando da passagem do ar por um pneumotacógrafo. O pneumotacógrafo constitui-se de um obstáculo de acrílico que é inserido no duto por meio do qual os pacientes respiram; o duto é conectado à máscara facial. Assim, introduz-se uma resistência ao fluxo de ar, sendo que a queda de pressão por meio dessa resistência é proporcional à velocidade do fluxo de ar (DOEBELIN, 1990). A queda de pressão que ocorre no pneumotacógrafo é medida por um transdutor diferencial. Por meio da forma de onda do fluxo respiratório, é possível identificar as fases inspiratórias e expiratórias.

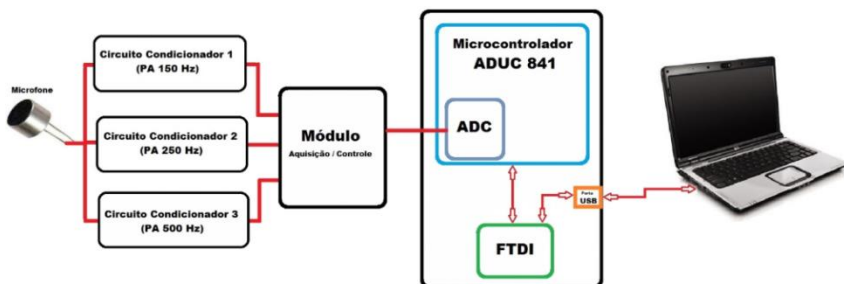
Neste trabalho, devido ao fato dos pacientes auscultados estarem realizando medidas com o IOS, optou-se por não amostrar o sinal de pressão. Além disso, o pneumotacógrafo aumenta a dificuldade para que os debilitados pacientes respirem, requerendo ainda, procedimentos de higienização da máscara facial e do pneumotacógrafo.

Modificações no sistema desenvolvido por Ponte (2011) foram realizadas. Três circuitos originalmente desenvolvidos para a captação de sinais oriundos de três diferentes microfones foram utilizados para condicionar sinal de saída de um mesmo microfone. O som captado pelo microfone foi condicionado por estes três circuitos com diferentes ganhos e diferentes frequências de corte dos filtros passa-altas (PA). As frequências de corte dos filtros passa-baixa (PB) foram mantidas iguais nos três circuitos. Para dois dos circuitos, as frequências de corte dos filtros PA são diferentes dos padrões estabelecidos pelo CORSA com a finalidade de se detectar componentes de maiores frequências. As especificações do CORSA são voltadas para a aquisição de diferentes sons respiratórios. Os crepitantes possuem componentes de frequências mais elevadas que outros sons respiratórios. O uso de filtro PA com frequência de corte superior à faixa apontada pelo CORSA permite o emprego de maior ganho nos amplificadores sem que ocorra a saturação do conversor analógico-digital; assim, recupera-se mais informações de diagnóstico dos crepitantes.

Outra alteração realizada, foi a utilização de outro material na confecção da campânula de acondicionamento do microfone para atenuar sons do ambiente.

O sistema desenvolvido (Figura 22) contém microfone de eletreto, circuitos de condicionamento (filtros e amplificadores) e módulo de aquisição e controle (microcontrolador e interface USB). O sistema realiza a amostragem do som respiratório e o envia para um microcomputador PC, onde o mesmo é apresentado em tempo real e armazenado para posterior análise.

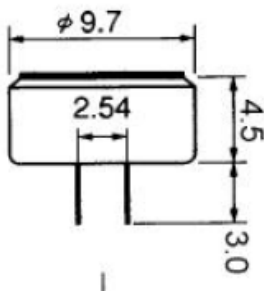
Figura 22 - Sistema microcontrolado para a aquisição de sinais respiratórios: 3 canais com filtros e ganhos distintos para aquisição de som com um único microfone.



### 3.1.1 Microfone

Utilizou-se, nesta pesquisa, o microfone de eletreto MD9745APA-1 (KNOWLES ACOUSTICS, 2003) cujas especificações técnicas estão apresentadas na Tabela 05 e na Figura 24. O CORSA recomenda o uso de microfone de eletreto inserido em acoplador acústico (campânula). A Figura 23 mostra as dimensões do microfone de eletreto do modelo MD9745APA-1.

Figura 23- Dimensões do microfone de eletreto modelo MD9745APA-1.



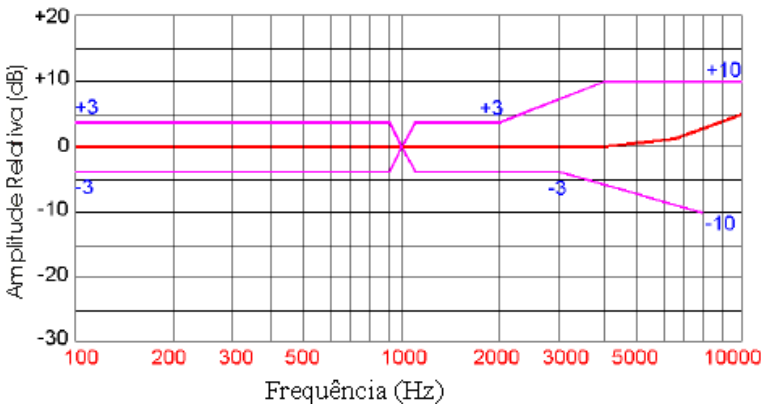
Fonte: KNOWLES ACOUSTICS (2003).

Tabela 05 - Especificações técnicas do microfone de eletreto MD9745APA-1.

Parâmetro	Condição de teste	Mínimo	Médio	Máximo	Unidade
Sensibilidade	$f=1\text{ kHz}, P_{in}=1\text{ Pa}$	-44	-41	-38	dB
Impedância	$f=1\text{ kHz}, P_{in}=1\text{ Pa}$			2,2	$k\Omega$
Diretividade		<i>Omni-Direcional</i>			
SNR		55			dB
Faixa de Frequência		100 – 10000			Hz

Fonte: KNOWLES ACOUSTICS (2003).

Figura 24 – Resposta de frequência fornecida pelo fabricante do microfone de eletreto MD9745APA-1.

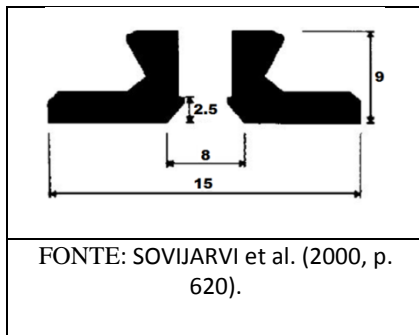


Fonte: KNOWLES ACOUSTICS (2003).

3.1.2 Campânula

A campânula cumpre as funções de acoplamento acústico do microfone com o tórax, de isolamento acústico do microfone de sons do ambiente e para o manuseio e fixação do microfone. Na Figura 25, tem-se as dimensões da campânula utilizada neste estudo que atendem às recomendações do CORSA.

Figura 25- Corte transversal da campânula.



A Tabela 04 (Seção 2.9) mostra que o alumínio tem uma boa relação de compromisso entre peso e impedância acústica. Como a campânula é fixada nas costas do paciente, é importante que a campânula não seja demasiadamente pesada para não causar desconforto. Utilizando alumínio, a campânula confeccionada tem o dobro do peso da campânula de polipropileno (utilizada por PONTE (2011)); em compensação, sua impedância acústica é dez vezes maior.

O microfone é acomodado na campânula que possui cobertura para o isolamento acústico do microfone omnidirecional dos sons do ambiente (Figura 26).

Figura 26 – Foto do microfone, campânula e isolador acústico.





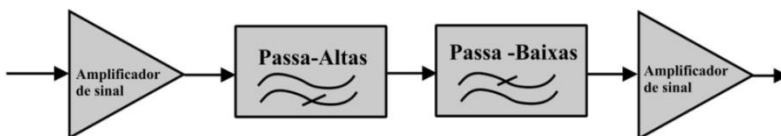
### 3.1.3 Circuitos de condicionamento do sinal

Como mencionado, o sinal do microfone MD9745APA-1 é condicionado por 3 diferentes circuitos constituídos por amplificadores, filtro passa-baixas (PB) e filtro passa-altas (PA). Os filtros são Butterworth de segunda ordem (Figura 27).

Os filtros PB têm a mesma frequência de corte: 2 kHz. As frequências de corte dos filtros PA e ganhos dos amplificadores são especificadas na Tabela 06.

O primeiro circuito de condicionamento tem filtro PA que atende às recomendações do CORSA: 150Hz. Neste caso, a amplificação não pode ser muito elevada, pois os sons respiratórios normais possuem componentes de baixa frequência que são menos atenuados pelo tórax; assim, ganhos maiores ocasionam a saturação do conversor analógico-digital (CAD). As frequências de corte dos filtros PAs dos outros dois circuitos são maiores com a finalidade de se detectar a presença de componentes de mais alta frequência que são, eventualmente, atenuadas pelo tórax. Isto é possível, pois a maior frequência de corte do PA permite o uso de maior ganho.

Figura 27 – Estágios dos circuitos de amplificação e filtragem.



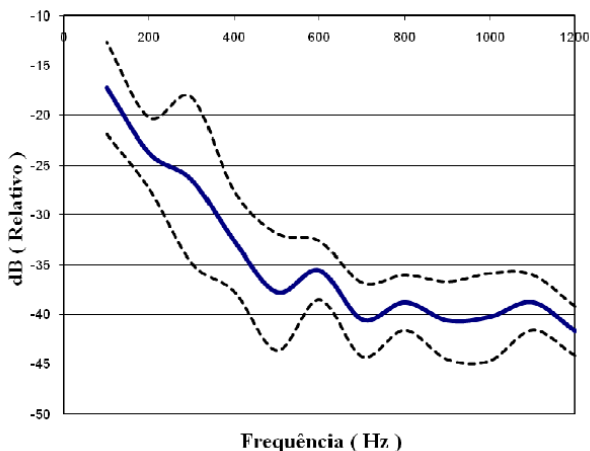
Fonte: PONTE (2011).

Tabela06 – Parâmetro dos filtros PA e PB.

Parâmetros		
Frequência de corte do PA	Frequência de corte do PB	Ganho
150	2000	81
250	2000	729
500	2000	1296

A definição das frequências de corte dos filtros PA e ganhos (Tabela 06) foram realizados com base na curva de atenuação do tórax obtida por Ponte (2011). A captação de sons dos pacientes mostrou que tais ganhos não ocasionaram saturação do CAD. As saídas de cada circuito de condicionamento foram supridas a distintas entradas do CAD.

Figura 28 - Curva de atenuação.



Fonte: PONTE (2011,p.72).

### 3.1.4 Módulo de aquisição e controle

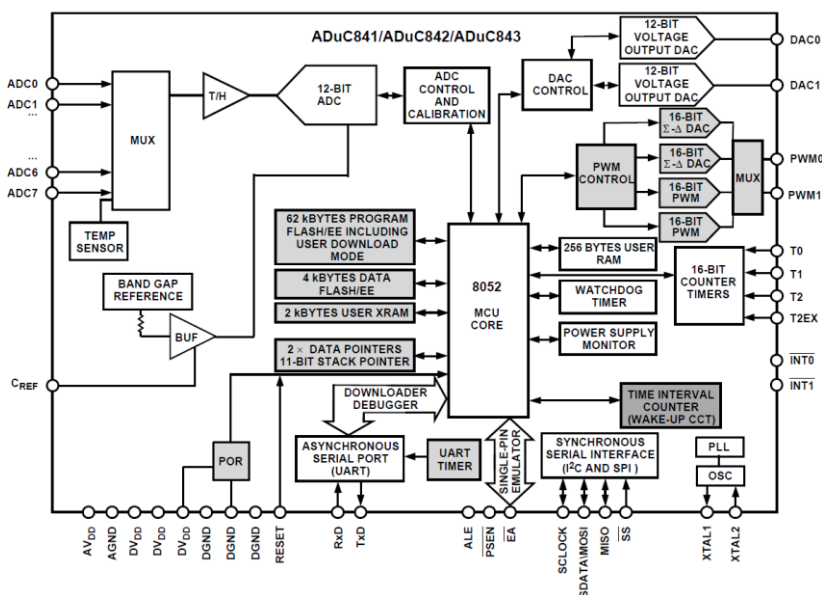
O módulo de aquisição e controle é composto por microcontrolador e interface USB (Figura 22).

#### 3.1.4.1 Microcontrolador

O microcontrolador utilizado foi o ADuC841 (Figura 29) da família do 8052, fabricado pela AnalogDevices; funciona com cristal de até 20MHz, frequência na qual consome 45 mA (ANALOG DEVICES, 2003). O ADuC841 possui um conversor analógico-digital (CAD) de 12 bits multiplexado entre oito entradas analógicas, sendo que a conversão é realizada em 8 $\mu$ s para sinais com faixa de tensão entre 0 e 2,5V (1LSB = 2,5V/4096=0,61 mV). O microcontrolador conta com 62 KiB de memória de programa FLASH (programada pela porta serial), 4 KiB de

memória de dados FLASH, 256 bytes de memória RAM e 2 KiB de XRAM interna. Além dessas características, possui, ainda, 3timers, interface UART e 2 conversores digital-analógicos de 12 bits. O procedimento para a gravação do *firmware* no microcontroladorADuC841 é apresentada no Apêndice A.

Figura 29 - Diagrama de Blocos do Microcontrolador da ANALOG DEVICES, ADuC 841.



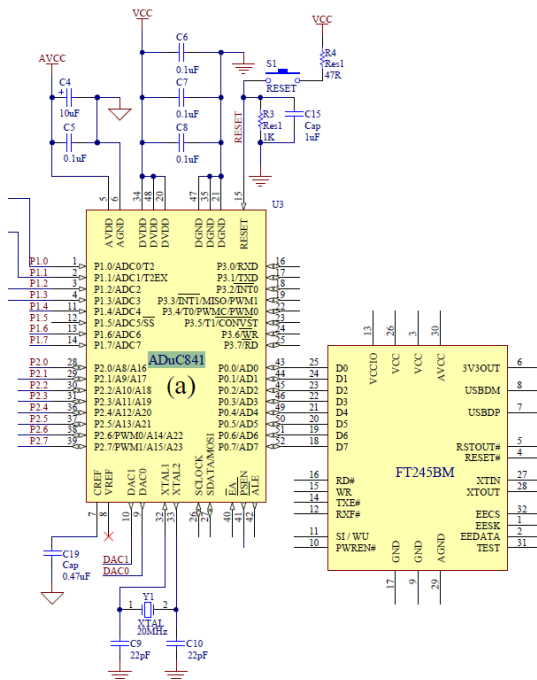
Fonte: ANALOG DEVICES (2003, p.08).

### 3.1.4.2 FTDI 245BM

O FTDI 245BM realiza a comunicação USB entre o microcontrolador e o computador. Esse componente transmite dados à taxa aproximada de 115 Kbit/s e é gerenciado pelo sistema operacional do computador que, além disso, verifica a conectividade e fluxo dos sinais de controle.

A Figura 30 mostra o esquema de conexão entre o ADuC841 e o FT245BM implementado neste trabalho.

Figura 30 – Esquema do MicrocontroladorADuC841 e FT245 BM



Fonte: PONTE (2011, p. 44).

### 3.1.5 Leiaute do sistema desenvolvido

O sistema eletrônico (fonte de alimentação, circuitos de condicionamento do sinal do microfone, módulo de aquisição e controle) deve estar acondicionado de tal forma a permitir o seu transporte até os locais de captação dos sons respiratórios de pacientes. Para tal, o mesmo foi acondicionado em uma maleta com comprimento de 330mm, largura de 230mm e altura de 90mm. A Figura 31 mostra o sistema montado na maleta com espaço para acondicionar o microfone durante o transporte.

Figura 31-Sistema montado na maletaVonder MF934.



Os módulos mais leves do circuito foram acondicionados na parte superior (circuitos de condicionamento do sinal do microfone e suporte dos microfones - Figura 32) e os mais pesados na parte inferior (fonte de alimentação, módulo de aquisição e controle - Figura 33) da maleta.

Figura 32-Seção superior do sistema de captação de sons respiratórios.

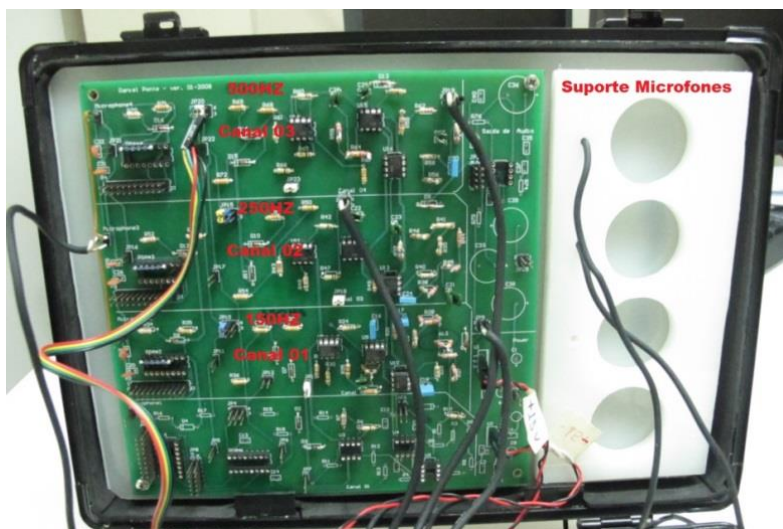
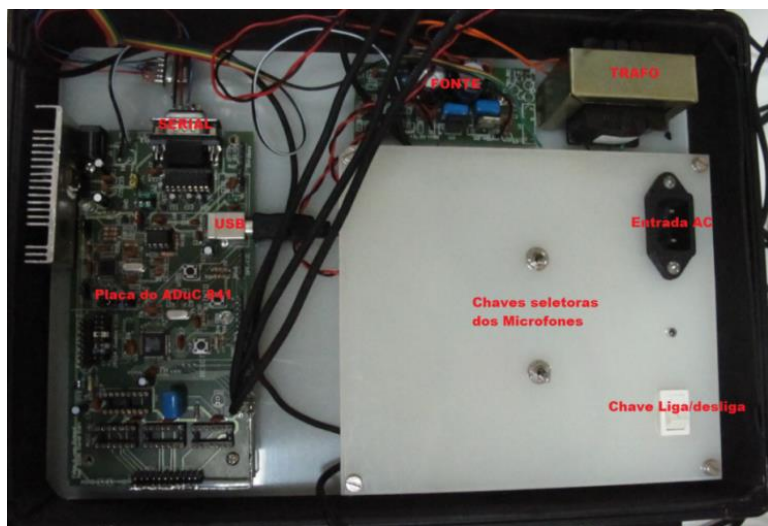


Figura 33- Seção inferior do sistema de captação de sons respiratórios.

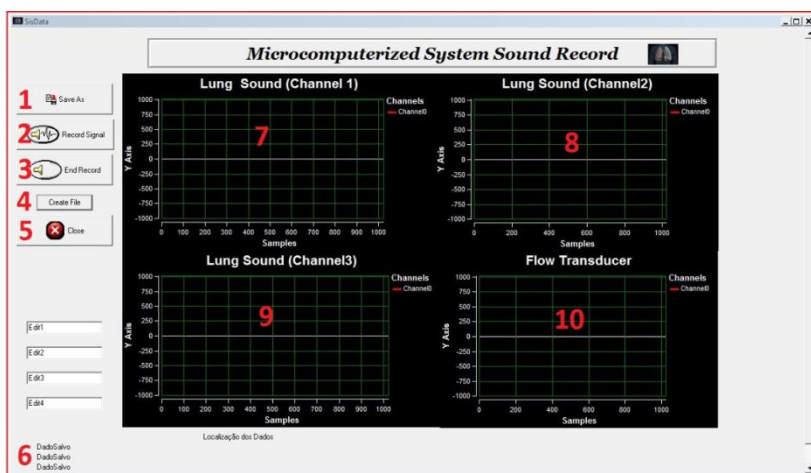


### 3.1.6 Software do sistema de captação de sons respiratórios

O programa utilizado nesta pesquisa foi desenvolvido em C++ Builder por Ponte (2011); o *drive* D2XX disponibilizado pelo fabricante do FTDI 245BM é empregado para realizar a comunicação USB com o computador. Para a apresentação das ondas amostradas na tela do computador, utilizou-se a biblioteca *Scope*(*ScientificPlotting Library*, 2009).

O aplicativo desenvolvido é de fácil utilização; após clicar no ícone de inicialização do programa, há a abertura da tela mostrada na Figura 34.

Figura 34 – Tela de interface do *software*.



Onde:

- 1 Ícone para atribuir nome aos arquivos contendo dados a serem armazenados
- 2 Ícone que inicia o processo de registro dos sons respiratórios.
- 3 Ícone que finaliza o processo de registro dos sons respiratórios.
- 4 Ícone utilizado para armazenar os sons respiratórios.
- 5 Ícone que encerra a execução do programa.
- 6 Campo para a digitação do nome do arquivo após acionamento do ícone 1

7	Tela para apresentação do canal 1 do CAD
8	Tela para apresentação do canal 2 do CAD
9	Tela para apresentação do canal 3 do CAD
	Tela para apresentação do canal 4 do CAD (não utilizado neste projeto)
10	

### 3.2 PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DAS MEDIDAS EM PACIENTES

A realização da presente pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da UFSC (Processo 175/2009 expedido em 20 de novembro de 2012 - Anexo A).

A investigação foi realizada de acordo com os princípios éticos que regem o uso de informações de pacientes. Para tal, os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido manifestando concordância com o uso dos dados (Apêndice B). Os nomes dos pacientes foram substituídos por números para preservar a identidade dos mesmos.

A aquisição de dados de pacientes foi realizada sob a supervisão e orientação das professoras doutoras Camila I. S. Schivinski e Deborah C. H. Kunzler nos meses de novembro e dezembro de 2012 em duas instituições de Florianópolis – SC: Hospital Universitário Professor Polydoro Ernani de São Thiago (HU-UFSC) e Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID) da Universidade do Estado de Santa Catarina.

Os dados foram coletados de treze pacientes com DPOC, principalmente, em crise. A maioria desses pacientes (nove) era constituída por internos do HU-UFSC selecionados pela professora Dr<sup>a</sup> Déborah por meio da análise de seus prontuários médicos. Os demais pacientes (seis) eram do Centro de Fisioterapia Pulmonar do CEFID que acompanha a evolução da enfermidade durante o processo de fisioterapia.

A equipe de coleta dos dados foi composta por três pessoas. Dr<sup>a</sup> Deborah foi responsável pela triagem dos pacientes, a fisioterapeuta Renata Maba operou o equipamento de IOS e Douglas Alves Deni realizou o registro dos crepitações com o sistema desenvolvido.

O paciente selecionado era abordado e convidado a participar da pesquisa. O mesmo era então, conduzido ao local onde se encontrava os equipamentos de medição. Primeiramente, anotou-se nome e



características físicas dos pacientes; realizou-se então, as medidas com o sistema de IOS e, posteriormente, registrou-se os sons respiratórios.

Para o registro dos sons, o microfone foi fixado nas costas em posição na qual o crepitante era melhor auscultado pelo especialista.

### 3.3 PROCESSAMENTO PARA OBTENÇÃO DA FREQUÊNCIA MÁXIMA.

Com o objetivo de caracterizar a enfermidade de pacientes, parâmetros obtidos de sons respiratórios vêm sendo investigados. A máxima frequência dos crepitantes é um dos índices mais analisados nestes estudos, tendo-se mostrado um índice promissor para diferenciar alguns tipos enfermidades (PONTE, 2011).

Supõe-se que o crepitante é gerado pela equalização da pressão entre compartimentos dos pulmões; assim, a elasticidade das paredes dos pulmões deve influenciar nas características do som produzido, como a máxima frequência.

Esta seção descreve o procedimento para medir a máxima frequência dos crepitantes para cada paciente (Apêndice C). Este procedimento restringiu-se ao canal 1, pois este registro foi realizado de acordo com as recomendações do CORSA (largura de banda de 150Hz a 2000Hz).

Com o auxílio de software editor de áudio (Cooledit), selecionou-se, para cada paciente, 4 segmentos do registro contendo um crepitante. Estes crepitantes foram visualmente identificados no registro e armazenados em arquivos individuais.

Para a identificação da máxima frequência de cada um dos crepitantes, utilizou-se rotina para MATLAB que emprega a distribuição de Wigner-Ville (WVD) e o método geométrico (PONTE, 2011). Não há informações sobre intervalo durante o qual o crepitante é estacionário; assim, a utilização da transformada discreta de Fourier para obter o seu espectro não permite boa estimativa da máxima frequência. Por esta razão, utiliza-se a WVD, sendo a máxima frequência do espectro obtido é realizada de forma objetivo com o método geométrico. Em posse da máxima frequência de cada um dos crepitantes, calculou-se o valor médio para 4 crepitantes por paciente.

Estes valores médios da máxima frequência obtidos de 4 crepitantes para cada paciente foram avaliados em conjunto com as medidas do IOS. Para tal, utilizou-se regressão linear para avaliar sua correlação.

## 4. RESULTADOS

A coleta de dados dos pacientes foi realizada entre os meses de novembro e dezembro de 2012, período de clima mais ameno. Por esta razão, a incidência de crises respiratórias é relativamente baixa e, portanto, as internações, dificultando a aquisição de dados de um maior número de pacientes. Além disso, a maioria dos pacientes dos quais se conseguia auscultar sons crepitantes não puderam realizar o exame de IOS por se encontrarem em tratamento de oxigenoterapia; a retirada destes do ambulatório envolvia riscos. Acrescenta-se a estas dificuldades, a pouca disponibilidade do equipamento de IOS haja vista que o mesmo é empregado em muitas pesquisas.

### 4.1 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DOS VOLUNTÁRIOS

A Tabela 11 apresenta as idades e características físicas dos 13 pacientes com DPOC que participaram do estudo. Estes pacientes foram submetidos ao exame de IOS e tiveram sons crepitantes registrados com o sistema desenvolvido. A Tabela 12 apresenta os valores médios e desvios-padrão

Tabela 07- Características físicas dos voluntários.

Pacientes	Altura(Cm)	Idade(anos)	Massa(Kg)	IMC
1	159	67	74	29,27
2	159	60	51	20,17
3	171	49	101	34,54
4	162	62	61	23,24
5	178	75	54,4	17,16
6	181	46	76	23,197
7	163	68	62	23,33
8	161	60	59	22,76
9	156	56	76,8	31,55
10	166	68	58	21,04
11	160	66	65	25,39
12	167	45	57	20,43
13	150	71	92	40,88
14	174	65	60	19,81

15	148	63	77	35,15
----	-----	----	----	-------

Tabela 08- Média e desvio padrão dos dados retirados dos voluntários.

Enfermidade	DPOC
<b>Altura</b>	164,082± 8,59
<b>Idade</b>	61,00 ± 9,60
<b>Massa</b>	68,24 ±15,03
<b>IMC</b>	25,61 ± 6,67

## 4.2 MEDIDAS DE IMPEDÂNCIA RESPIRATÓRIA

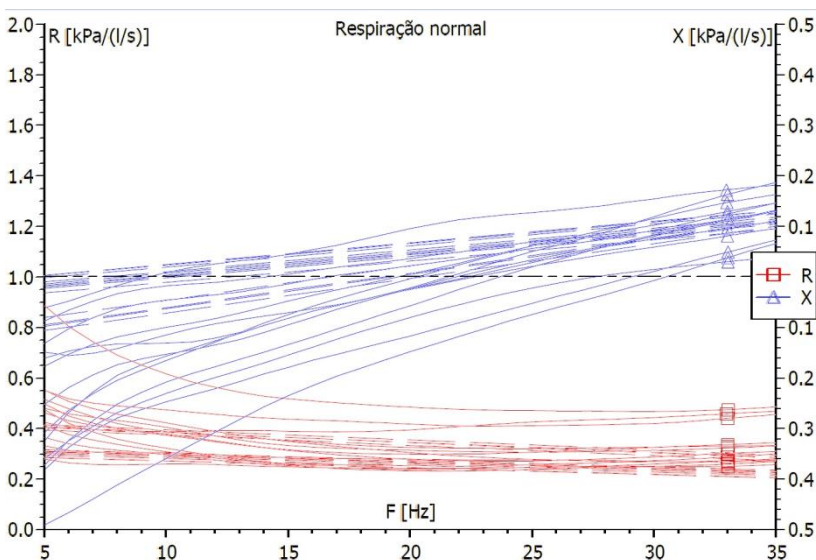
A Tabela 10 apresenta os valores das medidas apresentadas nos relatórios do sistema de IOS para resistência central, resistência periférica, impedância a 5Hz, resistência a 5Hz, reatância em 5Hz e frequência de ressonância.

As curvas de resistência e reatância respiratórias em função da frequência obtidas com o sistema de IOS para os pacientes são apresentadas em conjunto na Figura 35

Tabela 09- Medidas realizadas com o IOS

<b>Pac.</b>	<b>R central (kPa/(L/s))</b>	<b>R periférica (kPa/(L/s))</b>	<b>Z-5Hz (kPa/(L/s))</b>	<b>R-5Hz (kPa/(L/s))</b>	<b>X-5Hz (kPa/(L/s))</b>	<b>Freq. Reson (Hz)</b>
1	0,37	0,85	0,64	0,55	-0,32	21,57
2	0,21	0,25	0,43	0,42	-0,06	9,28
3	0,29	0,70	0,52	0,41	-0,31	20,30
4	0,29	0,25	0,50	0,48	-0,16	22,34
5	0,28	0,45	0,53	0,46	-0,25	21,93
6	0,25	0,35	0,40	0,36	-0,18	19,66
7	0,26	0,95	0,85	0,60	-0,54	27,36
8	0,24	0,40	0,38	0,33	-0,18	16,25
9	0,24	0,55	0,59	0,47	-0,36	27,59
10	0,28	0,75	0,62	0,49	-0,37	23,74
11	0,24	0,30	0,54	0,51	-0,15	22,69
12	0,12	0,10	0,29	0,28	-0,09	14,36
13	0,30	0,95	1,01	0,88	-0,49	30,55

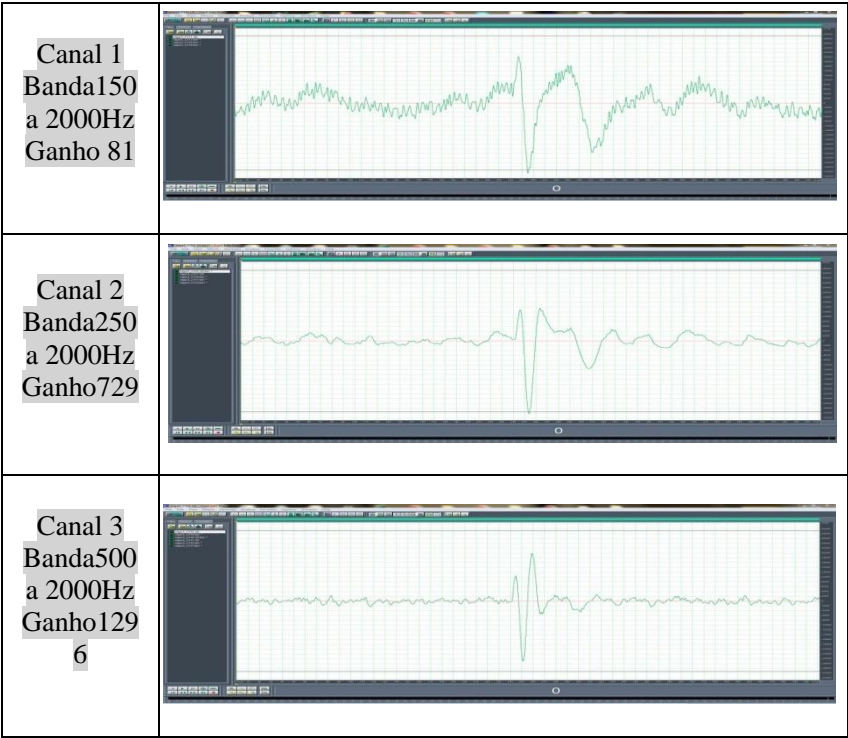
Figura35 – Curvas de resistência e reatância respiratórias em função da frequência.



#### 4.3 EXEMPLO DE CREPITANTE ADQUIRIDOS DE PACIENTE COM O SISTEMA DESENVOLVIDO

A Figura36 apresenta exemplo de crepitante captado do paciente 3 com o mesmo microfone após ser condicionado por três circuitos que possuem bandas passantes e ganhos diferentes. Como pode ser observado, as componentes de mais baixa frequência foram removidas do registro correspondente ao canal 3; outro aspecto é que o elevado ganho possibilita a captação de componentes de frequência acima de 500Hz sem a saturação do conversor A/D. Devido à elevada atenuação do tórax para as componentes de frequência acima de 500Hz (Ponte, 2011), estas componentes não contribuem para a forma de onda do crepitante apresentado no canal 1, embora produzidas pelo mecanismo de geração do crepitante.

Figura 36 - Amostra do mesmo sinal em 3 canais.



4.4 MEDIDAS DA MÁXIMA FREQUÊNCIA DE CREPITANTES

As medidas de máxima frequência foram realizadas em pacientes A Tabela 10 apresenta as medidas de máxima frequência de 4 crepitantes para cada um dos 13 pacientes de DPOC. A Tabela 11 apresenta a média e o desvio padrão obtidos para cada paciente; a Tabela 12 apresenta a média dos valores médios de máxima frequência de todos os pacientes.

Tabela 10 – Máxima frequência de 4 crepitantes para cada paciente.

Pacientes	Frequência 1	Frequência 2	Frequência 3	Frequência 4
1	664,06	937,50	859,37	468,75

2	703,12	625,00	742,18	625,00
3	703,12	507,81	585,93	468,75
4	351,56	703,12	390,62	781,25
5	312,50	312,50	468,75	468,75
6	351,56	429,68	468,75	468,75
7	898,43	234,37	468,75	312,50
8	351,56	312,50	312,50	273,43
9	429,68	429,68	429,68	468,75
10	742,18	1093,80	1210,9	1093,80
11	468,75	859,37	1093,80	703,12
12	507,81	429,68	273,43	859,3750
13	351,56	390,62	273,43	351,56

Tabela 11 - Média e o desvio padrão de cada paciente

Pacientes	Média	Desv.Padrão
1	732,42	210,05
2	673,83	58,59
3	566,40	103,35
4	556,64	217,20
5	390,63	90,21
6	429,69	55,24
7	478,51	296,42
8	312,50	31,90
9	439,45	19,54
10	1035,17	202,98
11	781,26	263,03
12	517,57	247,83
13	341,79	49,15



Tabela 12 – Média e desvio padrão da máxima frequência medida para todos os 13 pacientes com DPOC.

Enfermidade	Frequência Máxima (HZ)
DPOC	558,14 ± 247,34

#### 4.5 CURVAS DE REGRESSÃO LINEAR

Para avaliar se a máxima frequência do crepitante está relacionada à resistência pulmonar e/ou à elasticidade do tecido pulmonar, realizou-se a regressão linear entre os valores de máxima frequência e R5 (Figura 37), como também, entre os valores de máxima frequência e X5 (Figura 38). A regressão linear permite avaliar o comportamento de uma variável em relação à outra. Para se estimar a relação entre as variáveis, calcula-se o coeficiente de correlação (**p**); valor de **p** igual ou próximo de 1 (ou -1) indica que uma forte relação entre as variáveis. Para **p** próximo de 1, a relação é direta; para **p** próximo de -1, a relação é inversa. Valor de **p** próximo de 0 indica que as alterações de uma variável em relação a outras encontram-se pouco relacionadas.

A função  $Y = aX + b$  apresentada nas figuras 63 e 64 relaciona as variáveis envolvidas. Os índices “a” e “b” são coeficiente e a constante da regressão, respectivamente. Como pode ser observado, há grande dispersão das medidas em relação à reta de regressão, impactando nos coeficientes de correlação e determinação (R<sup>2</sup>).

Figura 37- Frequência máxima por R5

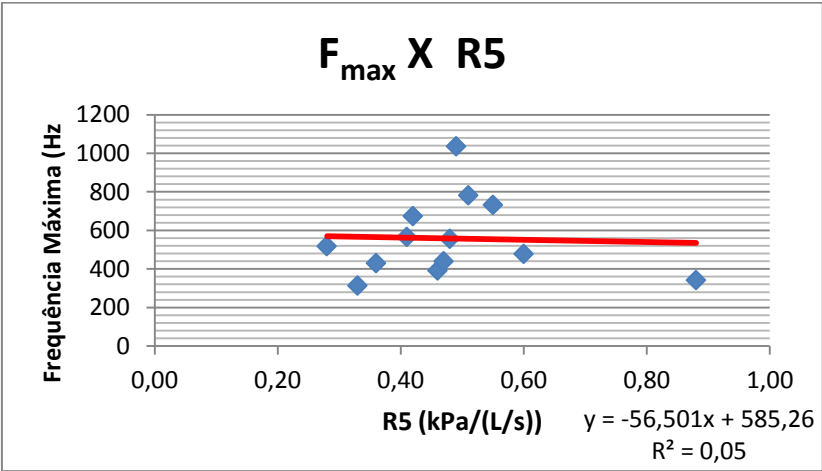


figura38Frequência máxima por X5

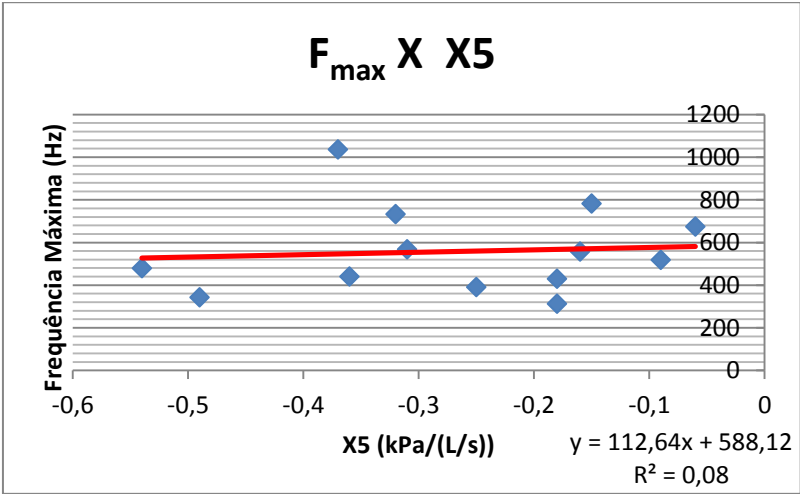


Tabela 13– Coeficientes de correlação e de determinação entre máxima frequência e R5 e entre máxima frequência e X5

Coeficiente de correlação de X5 =-0,2905
Coeficiente de determinação de X5= 0,08
Coeficiente de correlação de R5=0,21617
Coeficiente de determinação de R5=0,05

## 5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este capítulo comenta aspectos referentes às diferentes etapas deste trabalho, abordando o sistema desenvolvido, sua utilização na aquisição de dados, os resultados e, ainda, sugestões de trabalhos futuros.

### 5.1 O SISTEMA

Este trabalho descreve um equipamento eletrônico desenvolvido para captar sons pulmonares de pacientes com DPOC. O sistema foi montado de tal forma a facilitar o seu transporte, permitindo que os dados fossem coletados em diferentes locais. O sistema, baseado no trabalho de Ponte (2011), atende às recomendações do CORSA. Portanto, os sons amostrados podem ser adicionados a banco de dados, sendo que as medidas obtidas destes sons podem ser comparadas à resultados de trabalhos de outros pesquisadores.

Devido à elevada atenuação do tórax (Ponte, 2011), sistemas projetados com as especificações do CORSA não registram os componentes de mais altas frequências dos crepitações em função de seu baixo ganho. As aquisições de sons realizadas neste trabalho mostram que os crepitações gerados pela DPOC possuem componentes de frequência que podem ser registrados com o uso de maior amplificação. Dessa forma, futuras especificações de sistemas para aquisição de sons respiratórios devem conter banco de filtros similares ao desenvolvido neste trabalho, e futuras investigações podem ser realizadas para avaliar se esses componentes de frequência contêm informações que possam auxiliar o diagnóstico de enfermidades pulmonares.

Durante o trabalho de campo, verificou-se que o isolamento acústico do microfone em relação ao ambiente tem considerável importância para reduzir a interferência de sons externos durante a aquisição dos sons respiratórios; salienta-se que os canais 2 e 3 utilizam ganhos elevados para contornar a atenuação do tórax. Assim, a campânula de acondicionamento do microfone foi manufaturada com alumínio, pois possui impedância acústica relativamente alta e baixo peso.

## 5.2 REGISTROS DE DADOS DE PACIENTES

Devido ao pequeno número de enfermos em crise de DPOC, à falta de disponibilidade do uso do equipamento de IOS (Master Screen – Jaeger) e à dificuldade de conciliar horários da equipe de investigadores para seleção e aquisição dos dados, os registros foram realizados em dois ambientes da cidade de Florianópolis: HU (Hospital Universitário) e CEFID (Centro de Ciências da Saúde e do Esporte) para que se obtivessem dados de um maior número de pacientes.

Os sons foram, basicamente, captados de pacientes internados em decorrência de crise, pois não era possível instalar o sistema de IOS na residência dos pacientes. A necessidade de deslocamento dos voluntários até a sala onde o sistema de IOS estava montado foi também um fator restritivo para a pesquisa, pois vários enfermos com crepitações bem audíveis não puderam contribuir para a pesquisa devido ao fato de estarem em tratamento com oxigenoterapia (situação que os impossibilitavam de seu deslocamento). Durante e após o procedimento de coleta dos dados, não foram relatadas reclamações de desconforto por parte dos pacientes; no entanto, a equipe de coleta dos dados registrou as seguintes observações: a) dificuldade em fazer com que os voluntários mantivessem uma respiração ritmada - houve necessidade de a fisioterapeuta gesticular para indicar os momentos de inspiração e expiração; b) o acoplamento do equipamento de IOS à boca do paciente causava pequeno desconforto.

Apesar do pequeno espaço amostral, os testes realizados capturaram crepitações com boa taxa sinal/ruído, evidenciando o bom funcionamento do equipamento desenvolvido e seu isolamento acústico.

As medidas realizadas neste trabalho complementam dados produzidos pela pesquisa de Ponte (2011), já que esse autor trabalhou com insuficiência cardíaca, pneumonia e fibrose, não abordando DPOC. Ressalta-se, enfim, que esta pesquisa produziu novas informações sobre crepitações de pacientes com DPOC (devido ao uso das técnicas de processamento propostas por Ponte (2011)), contribuindo para as pesquisas na área.

### 5.2.1 Dificuldades encontradas

Para a realização da pesquisa, foram encontradas algumas limitações, tais como:

- a) Pequeno número de pacientes dos quais os crepitantes puderam ser registrados. Após vários dias no Hospital Universitário, foi possível obter amostras de sinais de apenas 09 pacientes; a fim de ampliar os dados para a pesquisa, realizou-se a aquisição de crepitantes de mais 06 voluntários do Centro de Fisioterapia Pulmonar do CEFID. Essa limitação ocorreu em virtude de a pesquisa ter sido realizada entre os meses de novembro e dezembro, época em que há menor incidência de DPOC.
- b) Pouca disponibilidade do aparelho de IOS devido à sua utilização em outras pesquisas do CEFID, fazendo com que houvesse dificuldade em coletar os sinais de um maior número de pacientes.
- c) Apesar de o equipamento desenvolvido nesta pesquisa ser portátil, utilizou-se o aparelho de IOS conectado ao *desktop*. Pelo fato de esses aparelhos necessitarem de mais espaço e possuírem mobilidade restrita, foi necessário deslocar pacientes para a sala que continha os equipamentos.
- d) Os pacientes com crepitantes bem audíveis encontravam-se, geralmente, em tratamento com oxigenoterapia e não puderam ser deslocados para a sala em que estavam montados os aparelhos para a realização da pesquisa.

## 5.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Em função do mecanismo proposto para a geração de sons crepitantes, este trabalho investigou se a máxima frequência dos crepitantes é influenciada pela elasticidade do tecido pulmonar. A elasticidade pulmonar, por sua vez, está relacionada à medida da reatância pulmonar realizada pelo IOS na frequência de 5 Hz.

A medida de correlação da regressão linear realizada mostra que não há correlação entre as mesmas.

Contudo, a máxima frequência foi medida de crepitanes amostrados com as características recomendadas pelo CORSA. Como foi mostrado, existem componentes de frequências dos crepitanes que não são amostradas com sistema baseado no CORSA.

Assim, a utilização de banco de filtros pode permitir a obtenção de maiores informações de diagnóstico tal que se evidencie essa relação.

Devido à grande variabilidade das características inter-individuais, o acompanhamento intra-individual de grupo de enfermos com DPOC pode permitir melhor avaliar a relação entre a máxima frequência dos crepitanes e X5. Assim, embora não haja valores de referência para a máxima frequência, talvez este parâmetro possa estar relacionado com a evolução do quadro clínico do paciente.

## 5.4 CONCLUSÕES

A ausculta pulmonar vem sendo subjetivamente utilizada na avaliação do sistema respiratório mesmo antes de Laënnec. A ausculta pulmonar depende da acuidade auditiva e treino do examinador. O presente trabalho busca contribuir para a investigação das informações de diagnóstico contidas nos sons crepitanes, tal que se possa gerar índices que quantifiquem essas informações.

As técnicas aplicadas neste trabalho para a detecção da máxima frequência permitem disponibilizar novas informações a respeito dos crepitanes de pacientes com DPOC.

Este trabalho mostra que os crepitanes gerados pela DPOC possuem componentes de frequência que não são registrados com sistema que atende às especificações do CORSA. Portanto, sistemas de aquisição de sons respiratórios que utilizem banco de filtros podem obter mais informações de diagnóstico.

## 5.5 TRABALHOS FUTUROS

Apesar de o sistema desenvolvido ter-se mostrado adequado para a captação de sons pulmonares, seguem-se as seguintes proposições para trabalhos futuros:

- a) Estender a pesquisa para um maior número de pacientes - sugere-se que a pesquisa seja realizada com mais pacientes, obtendo-se assim, um número maior de dados para melhor avaliar a relação entre os parâmetros quantitativos de sons crepitantes com medidas de impedância respiratória obtidos em exames de IOS.
- b) Fazer o acompanhamento intra-individual de medidas (impedância respiratória x parâmetros dos crepitantes) obtidas de enfermos com DPOC durante certo período para verificar se a evolução do quadro clínico do paciente pode alterar parâmetros dos crepitantes, suprimindo informações de auxílio ao diagnóstico.
- c) Criar um banco com os dados deste trabalho, para o aproveitamento em futuras pesquisas e utilização didática.
- d) Acrescentar ao *hardware* circuito para identificar fase inspiratória e expiratória a fim de investigar distinção entre parâmetros dos crepitantes gerados nessas duas fases.



## REFERÊNCIAS

- ALENCAR, A. M. et al. Avalanche dynamics of crackle sound in the lung. *Physical Review Letters*, v. 87, nº8, Article Number: 088101, 2001.
- ANALOG DEVICES, *ADuC 841 Microcontroller Datasheet*. USA, 2003.
- ARAÚJO, Teles de. *Bronquiectasia*. Fundação Portuguesa do Pulmão. Lisboa, 2013. Disponível em: <http://www.fundacaoportuguesadopulmao.org/bronquiectasias.html>. Acesso em: 12 nov. 2013.
- BASSO, Renata P. et al. Ausculta Pulmonar: uma perspectiva teórica. *Fisioterapia em Movimento*, Curitiba, v. 4, n.21, p. 35-42, out./dez. 2008.
- CAETANO, Mário. *Impedância acústica*, 2010. Disponível em: [http://www.ctb.com.pt/?page\\_id=1669](http://www.ctb.com.pt/?page_id=1669) Acesso em: 20 out. 2013.
- CARNEIRO, E. B. *Análise teórica e experimental do processo de medição in situ da impedância acústica*. 349 p. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2011.
- CARVALHO, V.; SOUZA, G. O estetoscópio e os sons pulmonares: uma revisão da literatura. *Rev. Med.*, São Paulo, v.4, nº86, p. 224-31, out./dez. 2007
- COSTANZO, Linda S. *Fisiologia*. 4ª ed.(tradução Marcelo Cairrão Araújo Rodrigues et al.) Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- COTRAN, R. S.; KUMAR, V.; ROBBINS, S. T. *Patologia estrutural e funcional*. 6ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- DALL’OGLIO, Maylin S. *Bronquites*. In: LAP – Liga Acadêmica de Patologia. Faculdade de Medicina – Universidade Federal de Pelotas, 2011. Disponível em:

<http://lapufpel.wordpress.com/2011/10/18/bronquites/> Acesso em: 31 out. 2013.

DALMAY F. et al. Acoustic properties of normal chest. *Eur. Respir. J.* v.8, p.1761-9, 1995.

FORGACS, P. *Crackles and Wheezes*. Lancet, ii:203-205, 1967.

FTDI - Future Technology Devices Intl. *FT245BL Device Datasheet*, USA, 2005.

\_\_\_\_\_, 2012. Disponível em:

<http://www.ftdichip.com/Products/ICs/FT245BM.htm>. Acesso em: 02 out. 2012.

GOLD - Iniciativa Global para a Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica. Disponível em: [www.goldpoc.com.br](http://www.goldpoc.com.br). Acesso em: 29 out. 2012.

GUYTON, A. C; HALL, J.E. *Textbook of medical physiology*. 10ª ed. Guanabara Koogan S.A., 2002.

HANTOS, Z. et al. Acoustic evidence of airway opening during recruitment in excised dog lungs. *Journal of Applied Physiology*, v. 97, nº 2, p.592-598, 2004.

HIRA, H. S. et al. The site of airway obstruction among patients of emphysema: role of impulse oscillometry. *LungIndia*, v.25, nº 1, jan.-mar., 2008, p. 8-13. Disponível em:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2851149/?report=printable> Acesso em: 22 dez. 2013.

HIRA, H.S.; SINGH, Anshu. Significance of upper airway influence among patients of vocal cord dysfunction for its diagnosis: Role of impulse oscillometry. *LungIndia*, v. 26, Issue 1, jan.-mar. 2009, p.5-8. Disponível em:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2813109/> Acesso em: 22 dez. 2013.

HOCHHEGGER, Bruno et al. Entendendo a classificação, a fisiopatologia e o diagnóstico radiológico das bronquiectasias. *Revista Portuguesa de Pneumologia*, Lisboa, v.16, nº 4 , ago. 2010.

JEZLER, Sérgio (coord.). Ventilação mecânica na doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) descompensada. In: III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. *J BrasPneumol*. V. 33, Supl 2, 2007.

JORNAL BRASILEIRO DE PNEUMOLOGIA – Disponível em: <http://www.jornaldepneumologia.com.br/> Acesso em: 22 jan. 2014.

KNOWLES ACOUSTICS, *MD9745APA-1 DeviceDatasheet*, USA, 2003.

LAMARI, Neuseli M. et al. Bronquiectasia e fisioterapia desobstrutiva: ênfase em drenagem postural e percussão. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, São José do Rio Preto, vol. 21, n. 2, abr./jun. 2006.

LEHRER, S. *Understandig lung sounds*. 3ª ed. ElsevierSaunders, 2002.

LIMA, Érika C. O. E. *Enfisema Pulmonar*. In: LAP – Liga Acadêmica de Patologia. Faculdade de Medicina – Universidade Federal de Pelotas, 2011. Disponível em: <http://lapufpel.wordpress.com/2011/11/04/enfisema-pulmonar/> Acesso em: 30 out. 2013.

LOIVOS, Luís P. DPOC – definições e conceitos – as bases clínicas. *Pulmão RJ*, Atualizações Temáticas. Rio de Janeiro, v.1, n.1, p. 34-37, 2009.

MERAZ, Érika G. et al. Impulse Oscillometric Features and Respiratory System Models Track Small Airway Function in Children. Chapter 5, 2012. p.104-140. Disponível em: <http://www.intechopen.com/download/get/type/pdfs/id/41800>. Acesso em: 05 jan. 2014.

MEYER PEIRANO, R. *Oscilometría de impulso (IOS) enniños* - Sociedad Chilena de Neumología Pediátrica, 2006.

MOREIRA, Maria Ângela F. *A contribuição da oscilometria de impulso na obstrução das vias aéreas*. 2005. 64 f. Tese (Doutorado) - Curso de Medicina, Departamento de Pneumologia, UFRGS, Porto Alegre, 2005.

MORFEY, C. *Dictionary of acoustics*. [S.l.]: Academic Press, 2000.

MURRAY C. J. L.; LOPEZ, A. D. Evidence - based health policy lessons from the global burden of disease study. *Science*, nº 274, p.740-743, 1996.

PAES CARDOSO, A.; FERREIRA, J. M. R. Oscilometria de impulso. Novo método de avaliação da função respiratória. *Rev. Port. Pneumol.*, v.4, nº 2, p.175-205, 1998.

PONTE, Daniel Ferreira da. *Aquisição e processamento de sons crepitantes para auxílio ao diagnóstico de enfermidades pulmonares*. Florianópolis, SC, 2011. 132 p. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Florianópolis, 2011.

POSTIAUX, G. *Fisioterapia respiratória pediátrica: o tratamento guiado por ausculta pulmonar*. 2ª ed. Porto Alegre, 2004.

QUINTAS, João. *Detecção Automática de Crepitações em Sons Respiratórios*. 2011. 103f.: il. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrônica e Telecomunicações) Universidade de Aveiro, Portugal, 2011.

REGATIERI, Fábio L. F. Fisiologia – entendendo como o seu pulmão funciona. 2003. Disponível em: <http://www.marski.org/artigos/121-artigos-tecnicos/17-fisiologia-entendendo-como-o-seu-pulmao-funciona> Acesso em: 14 mai. 2013.

SALAME, Flávia. *DPOC*. Universidade do Estado do Amazonas. Disponível em: <http://residenciapneumologiahujbb.wordpress.com>. Acesso em: 28 abr. 2012.

SALVE, Irene ; VERGARA, Joson. Exploring new paths in evaluating pulmonary function. University of Santo Tomas Hospital – Center for Respiratory Medicine, 2012. Disponível em: <http://philchest.org/v3/wp->

content/uploads/2013/05/2-2013-January-University-of-Santo-Tomas-IHS-Exploring-New-Paths-in-Evaluating-Pulmonary-Function.pdf. Acesso em: 22 mai. 2013.

SARAIVA, R. A. Mecânica respiratória e controle da ventilação. *Revista Brasileira de Anestesiologia*. Rio de Janeiro, v. 46, nº 3, mai./jun., p.164-174, 1996.

SBPT - SOCIEDADE BRASILEIRA DE PNEUMOLOGIA E TISIOLOGIA. *DPOC e Saúde Pública* – atendendo às necessidades do paciente. Relatório da SBPT, 2013. Disponível em: <http://www.sbpt.org.br>. Acesso em: 30 ago. 2013.

SCHMIDT, M. et al. Computer simulation of the measured respiratory impedance in newborn infants and the effect of the measurement equipment. *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, p. 220-228, 1998.

SCOPE - Scientific Plotting Library - A fast and powerful library for Delphi and C++ Builder developers. <http://shareme.com/showtop/scientific-plotting-library.html>. Acesso em: 2011.

SERCON. *Impressora Bematech MP20FI* – Manual de Instalação. Disponível em: <http://www.sercon.com.br/manuais/html/outros/bematech.htm>. Acesso em: 27 mai. 2012.

SILVERTHORN, D. U. *Fisiologia humana*. 2ª ed. São Paulo: Ed. Manoele Ltda, 2003.

SMITH H. J.; REINHOLD P.; GOLDMAN M. D. Forced oscilation technique and impulse oscilometry. *EurResp Monograph*, nº 31, p.72-105, 2005.

SOISSON, Harold E. *Instrumentação industrial*. Curitiba: Ed. Hemus, 2002, p.575.

SOVIJÄRVI, A. R. A. et al. Definition of terms for applications of respiratory sounds. *EurRespRev*, v.10, nº77, p.597-610, 2000.

STEVENS, A.; LOWE, J. *Patologia*. São Paulo: Manole, 1998.

Disponível em:

<http://residenciapneumologiahujbb.wordpress.com/tag/consenso-brasileiro-de-dpoc/> Acesso em: 27 mai. 2012.

TORTORA, G. J. *Princípios de anatomia humana*. 10ª ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan S.A., 2007.

VALENGA, Marcelo H. *Sistema eletrônico para captação de sons respiratórios adventícios em animais submetidos à ventilação mecânica*. 2009. 103 f.: il. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração: Engenharia Biomédica ) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2009.

VALLE, Enio L. T. do. Resistência das vias aéreas: técnica da oscilação forçada - *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, out., p.151-54, 2002.

WHO - World Health Organization. *Chronic respiratory diseases*.2005.

Disponível em:

<http://www.who.int/respiratory/copd/burden/en/index.html>. Acesso em: 24 out. 2012.

## BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

ALONSO, M.; FINN, J. *Física*. São Paulo: Ed. Edgard BlucherLtda, v.1, 1977.

APPOLINÁRIO, F. *Dicionário de metodologia científica:um guia para a produção de conhecimento científico*. São Paulo: Atlas, 2004. 304 p.

AUADA, M. P.; VITORIA, G. L.; BARROS, J. A., A confusa nomenclatura da ausculta pulmonar brasileira. *J Pneumol*, v. 24 p. 129 - 132, 1998.

*Bronquiectasias*. Disponível em: [www.pneumoimagem.com.br](http://www.pneumoimagem.com.br). Acessoem: 12 nov. 2013.

CHEN, Wai-kai.*Passive and active filters - theory and implementations*.by John Wiley & Sons. New York, 1986.

CARDOSO, António P.; FERREIRA, J.M.Reis. Oscilometria de impulso: novo método de avaliação da função respiratória. *Revista Portuguesa de Pneumologia*, Lisboa, v.4, n.2, p. 175-205, mar./abr. 1998.

CARVALHO, L. C. *Instrumentação médico-hospitalar*. Barueri-SP: Ed. Manole, 2008.

DUBOIS A. B. et al. Oscillation mechanics of lungs and chest in man. *J ApplPhysiol*,v. 8, p.587-94, 1956.

FEYNMAN, R. P. *Lições de física de Feynman*. Porto Alegre: Ed. Bookman, 2008. v.1.

GIL, A. C. *Como elaborar projetos de pesquisa*. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2007. 176p.

HANSEN, John T. *Anatomia clínica de Netter*. Porto Alegre: Artmed, 2007, 332 p.

HELLINCKX J. et al. Evaluation of impulse oscillation system: comparison with forced oscillation technique and body

plethysmography. *EurRespir J.*, Vol. 12, nº 1, p. 170-76, Jul. 1998.  
PubMed PMID: 9701433.

KRAMAN, S. S. et al. Comparison of lung sound transducers using a bioacoustic transducer testing system. *J Appl. Physio*, nº 101, p.469-476, 2006.

LATHI, B. P. *Sinais e sistemas lineares*. 2ª ed. Porto Alegre, Bookman, 2007.

MANUAL DO EQUIPAMENTO DE IOS. Jaeger, 2012.

MANUAL DO CI MAX 232. Texas Instruments Incorporated, 2004.

McKELVEY, J.; GROATCH, H. *Física*. São Paulo: Harper & Row, v.2, 1978, p.477.

MELO, P. L.; WERNECK, M. M.; GIANNELLA-NETO, A. Oscilações Forçadas - Auxílio ao Diagnóstico de Doenças Respiratórias. *Biociência & Desenvolvimento*, v. 8, p. 18-20, 1999. Disponível em: <http://www.biociencia.com.br/revista/bio08/oscilacoes.pdf>. Acesso em: 15 ago. 2013.

MOTTER, Ricardo F. *Avaliação da pressão inspiratória máxima e da pressão expiratória máxima em diferentes decúbitos em jovens*. 2005. 55f. Trabalho de Conclusão de Curso (Fisioterapia) – Faculdade Assis Gurgacz – FAG, Cascavel - PR, 2005.

NOCETI FILHO, S. *Filtro seletores de sinais*. Florianópolis: Editora da UFSC, 1998.

NUNN, J.F. *Applied respiratory physiology*. London, Butterworths & Co, 1975.

OPPENHEIM, A. V.; WILLSKY, A. S.; NAWAB, H. *Signals & Systems*. 2<sup>nd</sup> edition, New-Jersey: Prentice-Hall, 1996.

PASTERKAMP, H.; KRAMAN, S.S.; WODICKA, G.R. ESTÁ NA PAG 57 – COLOCAR OS TRES Measurement of respiratory acoustic



signals.Effect of microphone air cavity width, shape, and venting.*Crit. Care Med.*, v.108, p.1004-1008, 1995.

PEREIRA C. A. C.; MOREIRA M. A. F. Pletismografia – resistência das vias aéreas. *Jornal de Pneumologia*, v.3, nº 28, p. 141, 2002.

PERTENCE JÚNIOR, A. *Amplificadores operacionais e filtros ativos*. 6ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2007.

POSTIAUX, G.; LENS, E.; ALSTEENS, G. L'Expiration Lente TotaleGlotteOuvverte em décubitus Lateral (ELTGOL): nouvelle manoeuvre pour la toilette bronchique objectivée par vidéobronchographie. *Annales de Kinésithérapie*, Masson, Paris, v. 14, n. 7-8, p. 341-350, 1987.

SEDRA, Adel S.; SMITH, Kenneth C. *Microeletrônica*. 4ª ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2000.

SOVIJÄRVI, A. R. A.; VANDERSCHOOT, J; EARIS, J. E.; 2000. Standardization of Computerized Respiratory Sound Analysis – CORSA. *Eur. Respir. Rev.*, n. 10, p.585.

TELLES FILHO, Pierre de A. *Asma brônquica: fisiopatologia da asma*. Disponível em: <http://www.asma-bronquica.com.br/medical/fisiopatologia.html> Acesso em: 30 out. 2013

TEXAS INSTRUMENTS, *MAX 232 Device Datasheet*. USA, 2009.

TEXAS INSTRUMENTS, *TL 072 Device Datasheet*. USA, 2012.

TIPLER, Paul A. *Física*. Rio de Janeiro: Ed.Guanabara Koogan S.A., 1984.v.1b.

TORRES, N. R. *Análise de regressão*: Notas de aula. Apostila FAUUSP, São Paulo: 2007, mimeo.

VOGEL, J; SMITH, U. *Impulse oscilometry* - pmi VerlagsGmbh, Frankfurt am Main, 1994.

WELSBY, P. D.; PARRY, G.; SMITH D. The stethoscope: some preliminary investigations. *Postgrad. Med. J.*n° 79, p.695-8, 2003.

## **Anexo A**

### **Aprovação do Comitê de Ética UFSC**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão  
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

## **CERTIFICADO      Nº 175/09**

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão da Universidade Federal de Santa Catarina, instituído pela PORTARIA N.º 0584/GR/99 de 04 de novembro de 1999, com base nas normas para a constituição e funcionamento do CEPSH, considerando o conteúdo no Regimento Interno do CEPSH, **CERTIFICA** que os procedimentos que envolvem seres humanos no projeto de pesquisa abaixo especificado estão de acordo com os princípios éticos estabelecidos pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

### **APROVADO**

**PROCESSO:      175/09      FR: 262371**

**TÍTULO: Sistema para captação e processamento de Pressão, Fluxo, Volume e sons respiratórios.**

**AUTOR: Raimes Moraes, Daniel Ferreira da Ponte e Douglas Deni Alves**

**FLORIANÓPOLIS, 20 de novembro de 2012.**

  
Coordenador do CEPSH/UFSC  
Prof. Washington Borges de Souza  
Coordenador do CEPSH/UFSC

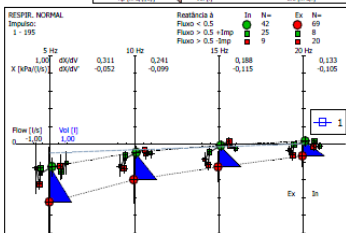
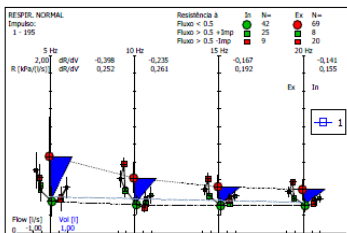
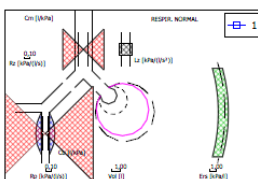
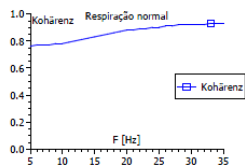
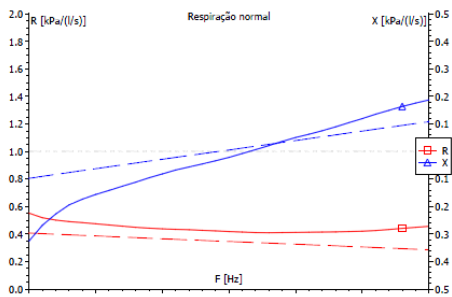
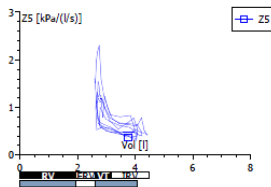
## **Anexo B**

### **Exemplo de Relatório do Equipamento de IOS**

**VLASY Healthcare GmbH**  
**Leibnizstraße 7**  
**D-97204 Höchberg**

Sobrenome: Identificação:  
 Nome:  
 Data nascimento: 20/10/1945 Idade: 67 Anos  
 Sexo: feminino Peso: 74,0 kg  
 Profissão: Altura: 159,0 cm

Data		Pred	Ato1	% (A1/P
Hora			22/11/ 14:41:	
VT	[L]	0.53	1.46	275.8
Z at 5 Hz	[cmH2O/(L/s)]	4.26	6.52	152.9
R at 5 Hz	[cmH2O/(L/s)]	4.14	5.61	135.4
R at 20 Hz	[cmH2O/(L/s)]	3.53	4.26	120.7
X at 5 Hz	[cmH2O/(L/s)]	-1.00	-3.31	330.3
Resonant frequency	[1/s]		21.57	
Rcentral	[cmH2O/(L/s)]		3.73	
Rperipheral	[cmH2O/(L/s)]		8.67	



108

22/11/2012

14:41

1/1

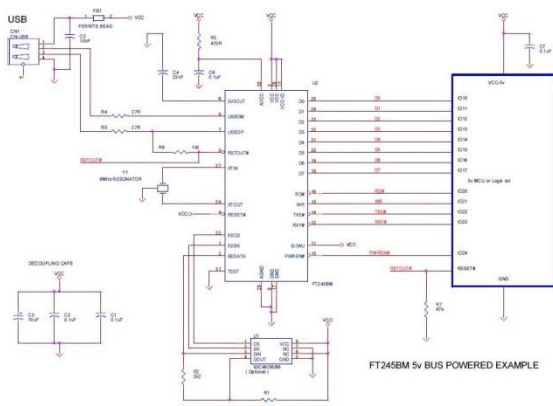
## Apêndice A – Carga do *firmware* no microcontrolador

Carregando o *software* (*firmware*) no microcontroladore fazendo comunicação via FTDI

O primeiro passo a ser executado após todo o processo de montagem dos componentes na placa, manutenção das trilhas e alguns "*retrofits*" é de realizar teste de conexão via FT245B da FTDI (*Future Technology Devices International*) com o computador. Inicialmente, tem-se de baixar *software* de compatibilidade entre o FT245B e o computador. Para isso, recorre-se ao site do fabricante: <http://www.ftdichip.com/>

No site, especifica-se qual o chip da FTDI que utiliza a placa, e baixa-se o driver específico para comunicação entre o sistema operacional e o *chip* em questão. Um teste simples e rápido de ser efetuado para verificar se todo o *hardware* está funcionando corretamente é o seguinte: conecta-se a placa direto na USB ( *Universal Serial Bus*) do computador, caso o *hardware* seja válido. O SO (Sistema Operacional), no caso desta pesquisa, o *Windows*, buscará o *software* específico (*driver*) para que o *hardware* possa funcionar (Figura 01).

Figura 01 – Comunicação FTDI



Fonte: <http://www.ftdichip.com/>

Para carregar o *firmware* no microcontrolador, não se utiliza a comunicação via USB, mas sim, uma comunicação via serial. Nesse caso, tem-se implementado na placa um circuito serial, conforme Figura 02, com o MAX 232C, que se responsabiliza por toda comunicação entre o microcomputador e microcontrolador (Figura 03).

Figura 02 – Comunicação Serial

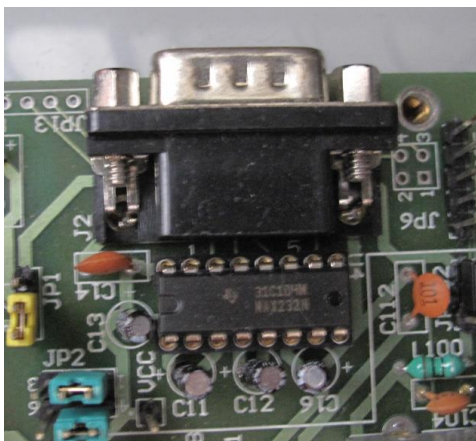
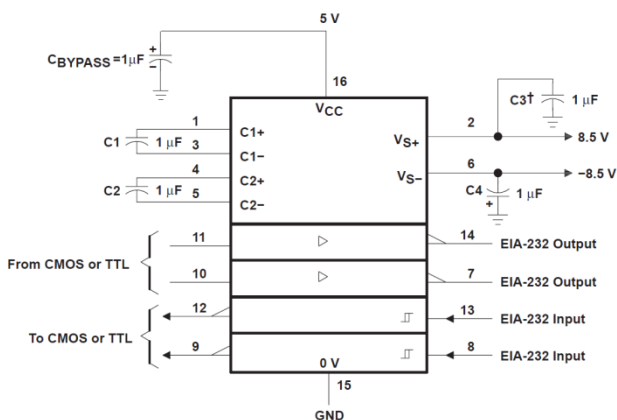


Figura 03 – Esquema max232





Fonte: Manual do CI max232 (2004).

Para adaptação ao conector soldado na placa e o cabo de adaptação SERIAL/USB (Figura 04), foi construído um cabo com dois conectores DB 09, conforme Figura 05a.

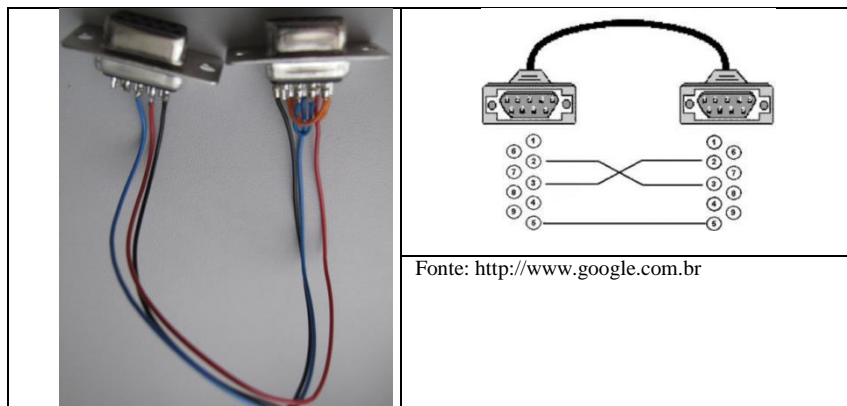
Figura 04 – Cabo de adaptação SERIAL/USB



A configuração do cabo serial de adaptação da Figura 05a, encontra-se nas Figuras 05b e 05c. Faz-se necessário verificar a pinagem quanto à inversão TX e RX na comunicação serial.

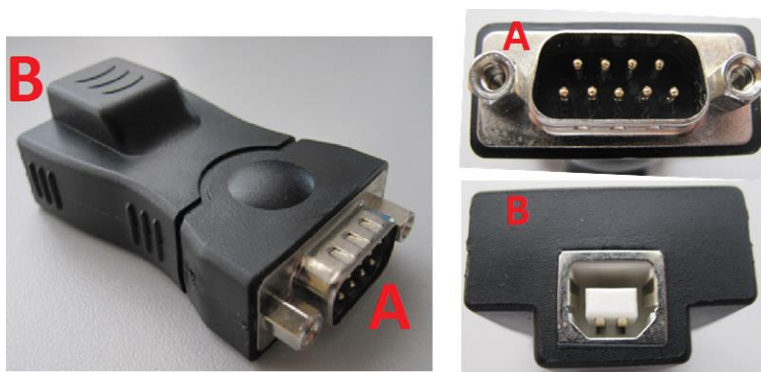
Figura 05 – Cabo adaptador serial DB9

Figura 05a -Cabo serial.	Figura 05b –Pinagem RS232C.																																								
	<div><table><tr><td>TX</td><td>2</td><td></td><td>2</td><td>TX</td></tr><tr><td>RX</td><td>3</td><td></td><td>3</td><td>RX</td></tr><tr><td>RTS</td><td>4</td><td></td><td>4</td><td>RTS</td></tr><tr><td>CTS</td><td>5</td><td></td><td>5</td><td>CTS</td></tr><tr><td>DSR</td><td>6</td><td></td><td>6</td><td>DSR</td></tr><tr><td>GND</td><td>7</td><td></td><td>7</td><td>GND</td></tr><tr><td>DCD</td><td>8</td><td></td><td>8</td><td>DCD</td></tr><tr><td>DTR</td><td>20</td><td></td><td>20</td><td>DTR</td></tr></table></div> <p>Fonte: SERCON (2012)</p>	TX	2		2	TX	RX	3		3	RX	RTS	4		4	RTS	CTS	5		5	CTS	DSR	6		6	DSR	GND	7		7	GND	DCD	8		8	DCD	DTR	20		20	DTR
TX	2		2	TX																																					
RX	3		3	RX																																					
RTS	4		4	RTS																																					
CTS	5		5	CTS																																					
DSR	6		6	DSR																																					
GND	7		7	GND																																					
DCD	8		8	DCD																																					
DTR	20		20	DTR																																					
	Figura 05c –Cabo serial RS232C.																																								



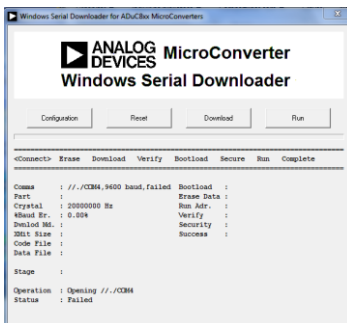
Como o mercado simplesmente retirou a porta serial dos computadores, substituindo-as por USB, há necessidade de se utilizar subterfúgios como o da Figura 06. O mercado oferece uma vasta gama de adaptadores SERIAL/USB, mas apenas alguns deles são compatíveis com a RS232.

Figura 06 – Adaptador USB para Serial.



Feitas as devidas adaptações, pode-se fazer a carga do *firmware* para o microcontrolador ADUC 841 da *AnalogDevice*. O *software* de carga do *firmware* é o WSD (*Windows Serial Downloader*) fornecido gratuitamente pelo próprio fabricante do microcontrolador (Figura 07).

Figura 07 – Início do *Software* da *AnalogDevice*

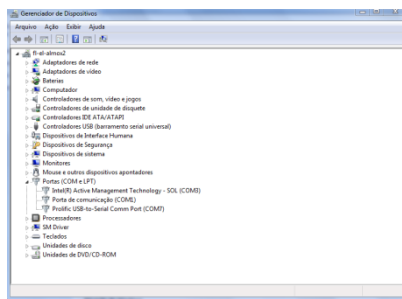
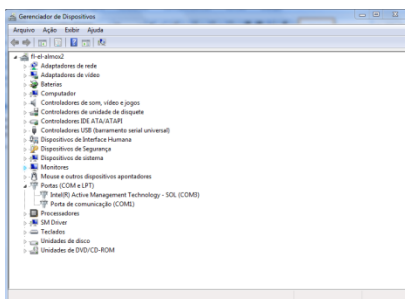


Fonte: Software da *AnalogDevice*

Inicialmente abre-se o WSD da *AnalogDevice*, pluga-se o adaptador SERIAL/USB e verifica-se qual a porta serial que o adaptador assumiu. A Figura 08 indica o momento antes de plugar-se o adaptador SERIAL/USB. Já na Figura 09 tem-se o adaptador plugado e com a serial reconhecida pelo PC. Observa-se que no gerenciador de dispositivos do *Windows*, no item - portas (COM e LPT) na Figura 07, tem-se: Intel(R) Active Management Technology – SOL (COM3) e a Porta de comunicação (COM1). Na Figura 09, além das portas já citadas, tem-se uma terceira, a Prolific USB-to-Serial CommPort (COM7).

Figura 08 – gerenciador de dispositivos do *Windows* antes de conectar a USB

Figura 09- gerenciador de dispositivos do *Windows* depois de conectar a USB



A porta que se vai configurar conforme o *Windows Serial Downloader* apresenta-se na Figura 09. Na Figura 10, tem-se a porta configurada como COM4, porém, no computador, como se viu

gerenciador de dispositivos do *Windows*, item - portas (COM e LPT) Figura 09, a porta que se tem firmada é a porta COM7. Assim sendo, modifica-se a porta do *software* WSD para a mesma que o computador firmou, que é a COM7, conforme mostrado na Figura 11.

Figura 10- Software Windows Serial Downloader antes de configurar

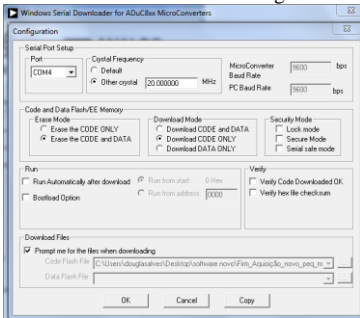
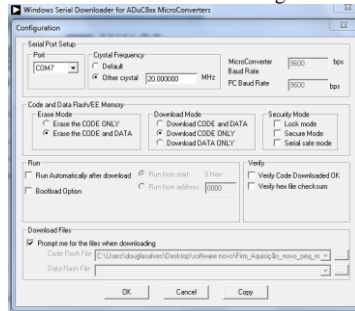
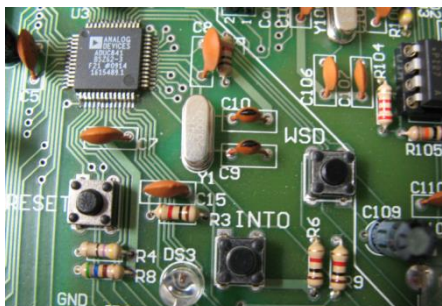


Figura 11- Software Windows Serial Downloader antes de configurar



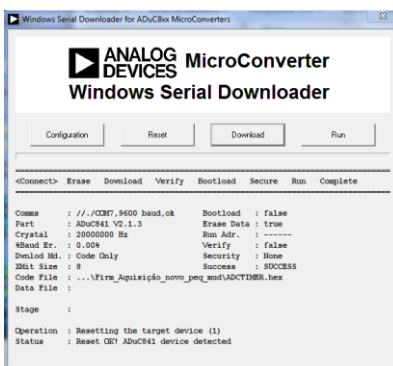
Assim sendo, pode-se agora sincronizar o *software* com o *hardware* e o primeiro passo é resetar o microcontrolador ADUC 841 da *AnalogDevice* via *hardware*. Para realizar tal operação, deve-se ir à placa, pressionar o *push-button* nomeado na placa de WSD e mantê-lo pressionado. Em seguida, deve-se pressionar o *push-button* nomeado na placa de RESET e soltá-lo; depois, solta-se o *push-button* WSD (conforme a Figura 12). Somente depois dessa operação de *hardware* é que se vai ao *software* WSD e pressiona-se o ícone de reset, mostrado na Figura 12.

Figura 12 – Placa da pesquisa, parte de RESET.



Nesse momento, como se pode observar na Figura 13, aparece na parte inferior todos os parâmetros do microcontrolador, inclusive a porta de comunicação que está sendo utilizada do microcomputador. Outrora, na Figura 07, podia-se observar que todos os parâmetros estavam em branco, salvo a frequência do cristal de *clock* da placa. Agora, tem-se também, além de todos os parâmetros setados, espaço reservado para o modo de *status*: “Reset OK! ADuC841 device detected”. Assim sendo, acaba-se de resetar o microcontrolador, conforme última linha de parâmetro da Figura 13.

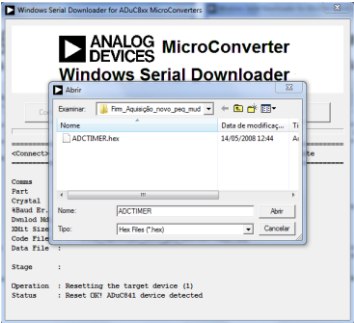
Figura 13 - Software Windows Serial Downloader depois do reset.



Então, firmando-se todos os parâmetros, como é mostrado na Figura 13, vai-se agora carregar (fazer o *download* no ícone do programa da AnalogDevice). Tal programa é denominado *firmware*, que

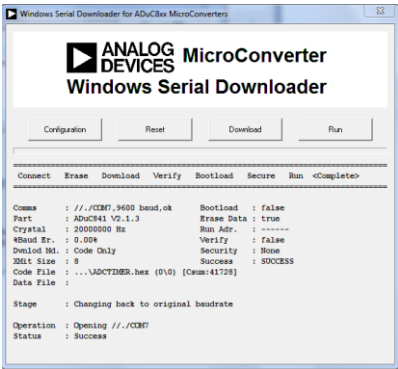
tem a função de “nortear” o microcontrolador para que ele execute as funções no *software* solicitadas, conforme mostra a Figura 14.

Figura 14 - *Download firmware* para o microcontrolador.



Como penúltimo passo, após fazer o *download* do *firmware*, tem-se a tela da Figura 15, que apresenta o programa (*firmware*) carregado no microcontrolador (apresentado na linha de *status* como *success*).

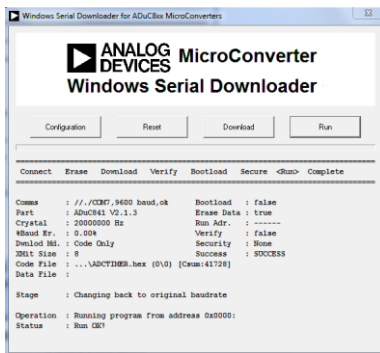
Figura 15 - Confirmação do *download firmware* para o microcontrolador.



Para finalizar o processo de carga dentro do microcontrolador, em palavras técnicas, tem-se o *firmware* carregado. Clica-se no ícone nomeado de RUN, da Figura 15, que fará a execução do programa de *firmware*. Após a execução desse programa (Figura 16), no referido

campo denominado *status*, tem-se a aprovação do *firmware*: *RUN OK!*  
Essa mensagem indica que o programa carregado não possui problemas.

Figura 16 – Execução do *firmware* no microcontrolador.



## Apêndice B–Termo de consentimento livre e esclarecido



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS – CEFID  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do Projeto: Sistema para Captação e Processamento de Pressão, Fluxo, Volume e Sons Respiratórios.**

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo que objetiva relacionar medidas de pressão, fluxo, volume e sons dos pulmões com as doenças do aparelho respiratório. Serão previamente marcados a data e horário para coleta dos dados, utilizando o sistema desenvolvido e que será testado. Estas gravações serão realizadas em uma única sessão no Hospital Universitário, no quarto andar, nos setores de clínica médica I, II e III. Essas medidas tomarão apenas 30 minutos de seu tempo. Perguntas serão feitas abordando sua alimentação, prática de exercícios físicos, idade, ocupação, medicação que toma e como foi sua história até chegar ao Hospital Universitário. Não é obrigatório responder a todas as perguntas.

Para coletar os sinais de pressão e fluxo, você deverá respirar em um bucal colocando sua boca no mesmo. Para captar os sons que vêm de seus pulmões, serão colocados 4 microfones sobre suas costas, e 1 sobre seu peito, perto do coração. Não será necessário o uso de sapatos ou roupas especiais para essas medidas. Se houver qualquer mal-estar, as medidas serão imediatamente interrompidas.

Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver somente medições não-invasivas (Não haverá perfurações cutâneas (picadas em sua pele) ou introdução de sondas ou catéteres em suas mucosas e/ou orifícios (nada será colocado em suas narinas, olhos, ouvidos, garganta ou órgãos genito-urinários).

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

Os benefícios e vantagens próprios em participar deste estudo estão no fato de você poder conhecer melhor o funcionamento de seus pulmões, além de contribuir para o conhecimento nesta área.

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

As pessoas que estarão te acompanhando serão: um estudante de pós-graduação da Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC - (Douglas Deni Alves), uma professora responsável da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC - (Deborah da Camargo Hizume) e uma fisioterapeuta do Hospital Universitário (Nayala Lírio Gomes Gazolla ou Juliana Gulinni). Sendo que os mesmos junto com o professor Raimes Moraes, orientador de Douglas, se comprometem a manter sob sigilo a identidade dos pacientes e usar os dados somente com a finalidade dessa pesquisa.

Solicitamos a vossa autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não identificação do seu nome. Não serão necessárias fotos ou filmagens.



### **Apêndice C – Exemplo de processamento dos sons captados**

O presente Apêndice ilustra o procedimento de tratamento dos sinais para um dos pacientes, visando evidenciar o trabalho efetuado. O procedimento foi repetido para os demais pacientes.

Reprodução da tela do PC quando da execução do software que realiza o registro dos sons captados no tórax.

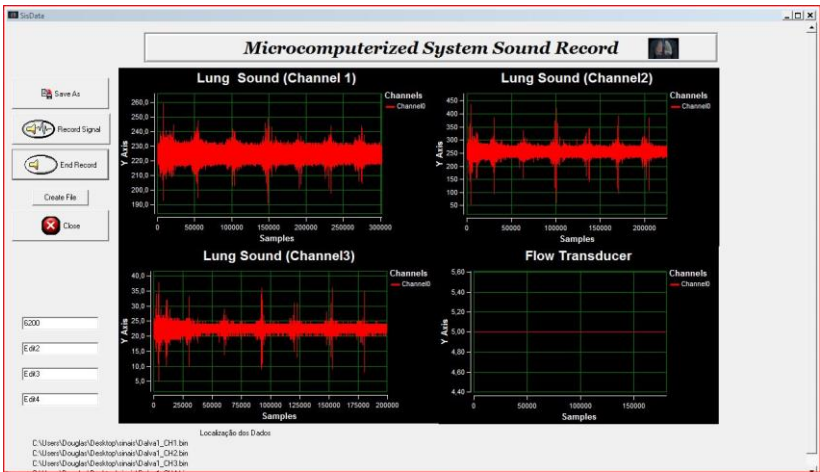
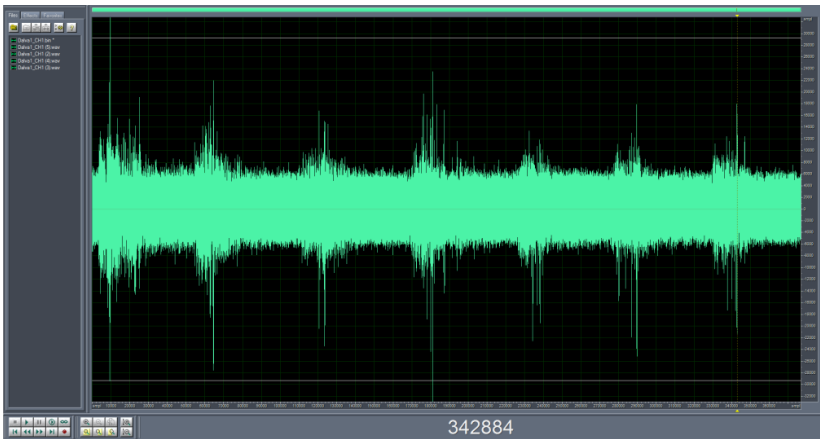


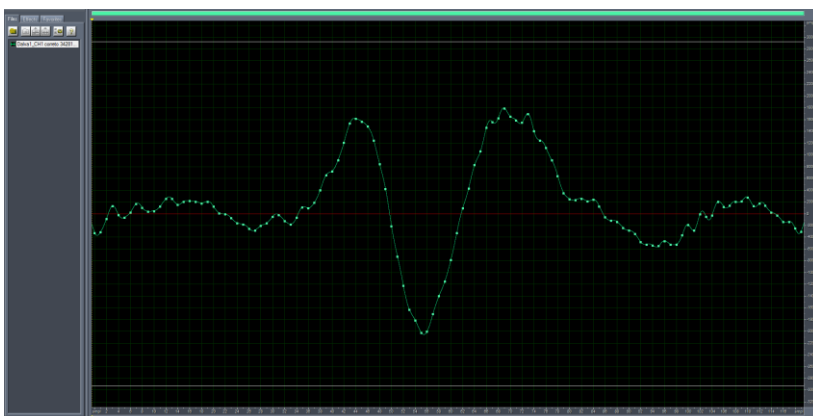
Imagem do canal 1 do cooleedit, após sua normalização pela máxima amplitude.



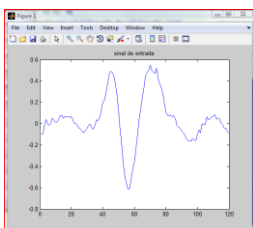
Posteriormente, visualiza-se todo o registro para que sejam identificados 4 sons crepitantes; são armazenados 128 pontos do segmento do registro que contém cada um dos crepitantes.

Crepitante do **paciente1\_CH1.wav** (128 pontos)

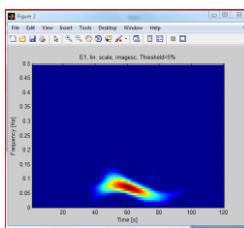
Ponto limite a esquerda do 2CD.	Ponto central do 2CD	Ponto limite a direita do 2CD .
342690	342818	342946



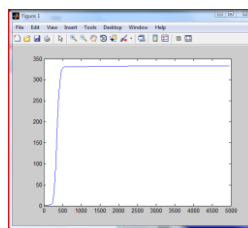
Som crepitante (a) processado pelo MATLAB para se obter a distribuição de Wigner Ville (b), curva do somatório do quadrado da energia do sinal em função da frequência (c) utilizada para se determinar a máxima frequência (neste caso, 625 Hz).



(a)



(b)



(c)